



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA SALUD

TESIS DOCTORAL

**“Cinemática y cinética del pie y su relación con el rendimiento y las lesiones en atletas de resistencia”**

AUTOR

**MANUEL MOSQUEIRA OURENS**

A CORUÑA 2014



# “Cinemática y cinética del pie y su relación con el rendimiento y las lesiones en atletas de resistencia”

Manuel Mosqueira Ouréns

---

Tesis Doctoral

2014

Director: Dr. Jesús Luis Saleta Canosa

Departamento de Ciencias de la Salud



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

Memoria presentada por  
D. Manuel Mosqueira Ouréns  
para optar al grado de Doctor

A Coruña 2014



D. Jesús Luis Saleta Canosa, profesor do Departamento de Ciencias da Saúde da Universidade da Coruña,

INFORMA:

Que a tese de doutoramento **“Cinemática y cinética del pie y su relación con el rendimiento y las lesiones en atletas de resistencia”**, realizada polo doutorando Don Manuel Mosqueira Ouréns baixo a miña dirección reúne as condicións necesarias para ser defendida.

Na súa virtude, a través do presente escrito, dou a miña autorización para ser presentada no Departamento de Ciencias da Saúde, no que está rexistrado o seu proxecto, dando así cumprimento ó disposto no artigo 18.1 do Regulamento de Estudos de Doutoramento desta Universidade (RD 1393/2007).

E para que así conste ós efectos da súa presentación, asino o presente en A Coruña, 22 de xullo de 2014.

Fdo:



Jesús Luis Saleta Canosa



## AGRADECIMIENTOS

**R**esultará sencillo entender, para todos aquellos que han pasado por este momento, que poder escribir estas líneas significa el convertir un sueño en realidad. Llegado este instante “Sólo un exceso es recomendable en el mundo: el exceso de gratitud” (*Jean de la Bruyère*), por ello, como siempre me han inculcado, es de buen nacido ser agradecido y este trabajo ve la luz gracias a la ayuda de personas con las que siempre mantendré un compromiso de lealtad y gratitud:

Al director de esta investigación, mi eterno agradecimiento al Dr. Jesús Luis Saleta Canosa, por su disposición desde el primer momento, por su confianza, por su compromiso omnipresente, por su dedicación incansable, por sus consejos y por haberme ayudado a mejorar como investigador. La docencia necesita más profesores como él. De corazón: muchísimas gracias Luis.

Al Dr. Adrián Varela Sanz, sin él no hubiera sido posible esta investigación, un honor poder escribir mi nombre junto al suyo en congresos, comunicaciones y artículos. Un investigador de los que nacen y se hacen a base de trabajo, trabajo y trabajo. Persona humilde, agradecida, desinteresada, ejemplo a seguir. Un orgullo ser su amigo. Algún día le devolveré todo lo que él me ha dado.

Al profesor Miguel Blanco Traba, por su continua aportación a la ciencia podológica; todos los que compartimos profesión somos conocedores de su divulgación en aras de avanzar y compartir el conocimiento. Como decía *Charles Chaplin*, el tiempo es el mejor autor: siempre encuentra un final perfecto, y él se lo merece. ¡Gracias por tu amistad!

Al profesor el Dr. José Luís Tuimil López, por su ayuda y confianza. Un docente comprometido con la investigación y el trabajo multidisciplinar.

A Guillem Solsona Mora, por su compromiso con la investigación y apostar por este proyecto desde el primer momento.

A los colaboradores que formaron parte de esta investigación, imposible controlar todo el proceso sin su ayuda. Agradezco profundamente su disponibilidad desinteresada, el ánimo y el apoyo ofrecido.

A todos y cada uno de los deportistas que participaron en esta investigación haciendo posible esta pequeña aportación a la ciencia.

## DEDICATORIAS

**A** Miriam, que siempre ha estado a mi lado durante todo este tiempo, ayudándome, acompañándome, comprendiéndome, soportándome y animándome siempre a seguir adelante. Esto también es tuyo.

A mamá, por cuidarme; a papá, por su sabiduría basada en la experiencia y a Arancha, mi hermana pequeña.

A todos aquellos que os alegráis por este momento, como si fuera vuestro, porque realmente lo es.

A los que ya no están y a los que estarán, porque seguro que os sentiréis orgullosos de mí.

“Enchanted Ocean”



# ÍNDICE GENERAL

|        |   |     |
|--------|---|-----|
| 1.     | RESÚMENES .....   | 18  |
| 1.1    | RESUMEN .....   | 19  |
| 1.2    | RESUMO .....  | 20  |
| 1.3    | ABSTRACT .....  | 21  |
| 2.     | ESTADO DEL ARTE.....  | 22  |
| 2.1    | BENEFICIOS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA .....   | 23  |
| 2.2    | EL DEPORTE Y LAS LESIONES POR SOBREUSO .....                                      | 27  |
| 2.3    | BIOMECÁNICA DE LA MARCHA Y LA CARRERA .....                                       | 35  |
| 2.4    | DIFERENCIAS BIOMECÁNICAS ENTRE LA CARRERA DESCALZA Y CON ZAPATILLAS .....         | 40  |
| 2.5    | LA INFLUENCIA DE LA BIOMECÁNICA DE LA CARRERA Y DEL CALZADO EN LAS LESIONES ..... | 44  |
| 2.6    | LA BIOMECÁNICA DE LA CARRERA Y SU RELACIÓN CON EL RENDIMIENTO.....                | 49  |
| 2.7    | EL CALZADO DEPORTIVO Y SU RELACIÓN CON LA ENERGIA ELASTICA Y EL RENDIMIENTO ..... | 54  |
| 2.8    | CORRER CON UN CONTACTO INICIAL DE ANTEPIÉ O RETROPIÉ .....                        | 61  |
| 2.8.1  | TASAS DE CARGA EN EL CONTACTO INICIAL DE ANTEPIÉ Y RETROPIÉ.....                  | 64  |
| 2.8.2  | INFLUENCIA DE LA SUPERFICIE EN EL TIPO DE CONTACTO INICIAL .....                  | 67  |
| 2.8.3  | EL CONTACTO INICIAL Y SU RELACIÓN CON LAS LESIONES.....                           | 69  |
| 2.8.4  | EL CONTACTO INICIAL Y SU RELACIÓN CON LA ECONOMÍA DE CARRERA .....                | 71  |
| 2.9    | COMPORTAMIENTO DEL MIEMBRO INFERIOR CORRIENDO DESCALZO .....                      | 74  |
| 2.9.1  | LA SUPERFICIE Y SUS IMPLICACIONES AL CORRER DESCALZO .....                        | 79  |
| 2.9.2  | TRANSICION DE CORRER CALZADO A CORRER DESCALZO .....                              | 81  |
| 2.9.3  | CORRER DESCALZO COMPARADO CON CALZADO MINIMALISTA .....                           | 82  |
| 2.10   | EL CALZADO DEPORTIVO DE <i>RUNNING</i> .....                                      | 87  |
| 2.11   | LA REPERCUSIÓN DEL PIE EN LA CARRERA.....   | 94  |
| 2.11.1 | PRESIÓN PLANTAR Y DIVISIÓN DE LAS ZONAS DEL PIE .....                             | 94  |
| 2.11.2 | EL EFECTO DE LA VELOCIDAD EN LA PRESIÓN PLANTAR.....                              | 103 |
| 2.11.3 | MEDIDAS DEL PIE PARA EVALUAR LA CARRERA.....                                      | 106 |
| 2.11.4 | EL <i>NAVICULAR DROP</i> COMO MEDIDA DIAGNÓSTICA .....                            | 107 |
| 3.     | JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....  | 113 |
| 4.     | HIPÓTESIS.....  | 118 |
| 5.     | OBJETIVOS.....  | 120 |

|             |   |     |
|-------------|---|-----|
| 6.          | MATERIALES Y MÉTODOS .....  | 122 |
| 6.1         | TIPO DE ESTUDIO .....   | 123 |
| 6.2         | ÁMBITO DE ESTUDIO.....  | 123 |
| 6.3         | PERÍODO DE ESTUDIO .....  | 123 |
| 6.4         | CRITERIOS DE INCLUSIÓN .....  | 124 |
| 6.5         | CRITERIOS DE EXCLUSIÓN .....  | 124 |
| 6.6         | EVALUACIONES .....  | 125 |
| 6.6.1       | DÍA 1 .....   | 125 |
| 6.6.1.1     | Anamnesis del participante y entrevista personal .....  | 125 |
| 6.6.1.2     | Evaluación antropométrica .....   | 125 |
| 6.6.1.2.1   | Peso y estatura .....   | 125 |
| 6.6.1.2.2   | Perímetro de la cintura .....   | 125 |
| 6.6.1.2.3   | Composición corporal .....  | 126 |
| 6.6.1.2.3.1 | Ejemplos de pliegues cutáneos medidos y evaluados .....   | 127 |
| 6.6.1.2.3.2 | Diámetros medidos y evaluados.....  | 129 |
| 6.6.1.2.3.3 | Ejemplos de perímetros medidos y evaluados .....  | 130 |
| 6.6.1.3     | Evaluación podálica.....  | 131 |
| 6.6.1.3.1   | Navicular drop test .....   | 131 |
| 6.6.1.4     | Determinación de la velocidad aeróbica máxima y de la frecuencia cardíaca máxima y estimación del consumo máximo de oxígeno ..... | 134 |
| 6.6.2       | DÍA 2 .....   | 137 |
| 6.6.2.1     | Período de familiarización para la siguiente fase del estudio .....   | 137 |
| 6.6.2.2     | Protocolo de evaluación.....  | 138 |
| 6.6.2.3     | Calzado para la realización de las pruebas biomecánicas dinámicas .....   | 139 |
| 6.6.3       | DÍA 3 .....   | 140 |
| 6.6.3.1     | Evaluaciones biomecánicas en dinámico .....   | 140 |
| 6.6.3.1.1   | Técnica de atado para la realización de las pruebas biomecánicas dinámicas.....   | 140 |
| 6.6.3.1.2   | Protocolo de las evaluaciones biomecánicas en dinámico .....  | 141 |
| 6.6.3.1.3   | Parámetros y criterios de validación .....  | 142 |
| 6.6.3.1.4   | Análisis cinemático y cinético de la marcha y la carrera.....   | 143 |
| 6.6.4       | Cronograma de todas las fases y pruebas realizadas en la investigación .....  | 145 |
| 6.7         | DEFINICIONES .....  | 146 |
| 6.8         | SELECCIÓN DE LA MUESTRA .....   | 148 |
| 6.9         | JUSTIFICACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL .....   | 148 |
| 6.10        | ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....  | 148 |
| 6.11        | ASPECTOS ÉTICO LEGALES .....  | 150 |
| 6.11.1      | Consentimiento informado .....  | 150 |
| 6.12        | ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA .....  | 151 |

|            |  |            |
|------------|--|------------|
| 7.         | RESULTADOS .....   | 152        |
| <b>7.1</b> | <b>CARACTERÍSTICAS GENERALES, ANTROPOMÉTRICAS, DE ENTRENAMIENTO, DE RENDIMIENTO ATLÉTICO Y NAVICULAR DROP .....</b>  | <b>153</b> |
| 7.1.1      | Características generales .....  | 153        |
| 7.1.2      | Características antropométricas .....  | 155        |
| 7.1.3      | Características de entrenamiento .....   | 160        |
| 7.1.4      | Características de rendimiento atlético .....  | 162        |
| 7.1.5      | Características del <i>navicular drop</i> .....  | 168        |
| <b>7.2</b> | <b>CINEMÁTICA DE LA CARRERA, CALZADO Y DESCALZO, A VELOCIDAD INDIVIDUALIZADA DEL CONJUNTO DE LOS PARTICIPANTES Y EN CADA UNO DE LOS GRUPOS EN FUNCIÓN DEL NIVEL DE RENDIMIENTO DEPORTIVO. ....</b>                   | <b>169</b> |
| 7.2.1      | Identificación de la zona de contacto inicial del pie corriendo, calzado y descalzo .....  | 169        |
| 7.2.2      | Determinación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo. ....  | 170        |
| <b>7.3</b> | <b>CINÉTICA DE LA MARCHA, CAMINANDO CALZADO Y DESCALZO, A UNA VELOCIDAD ESPECÍFICA DEL 55% DE LA VELOCIDAD A PARTIR DE LA CUAL CORRER ES MÁS ECONÓMICO QUE CAMINAR. ....</b>   | <b>173</b> |
| 7.3.1      | Determinación del porcentaje del intervalo del tiempo en que se produce cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado y descalzo, en cada uno de los grupos estudiados. ....                      | 173        |
| 7.3.2      | Determinación del porcentaje del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado y descalzo, en cada uno de los grupos estudiados. ....   | 177        |
| 7.3.3      | Determinar la duración total de la pisada caminando, calzado y descalzo, en cada uno de los grupos. ....   | 180        |
| <b>7.4</b> | <b>PREVALENCIA DE LESIONES POR SOBREUSO EN EL MIEMBRO INFERIOR Y SU RELACIÓN CON DISTINTOS PARÁMETROS BIOMECÁNICOS (LA ZONA DE CONTACTO INICIAL Y EL NAVICULAR DROP) EN FUNCIÓN DEL NIVEL DEL PARTICIPANTE. ....</b> | <b>183</b> |
| 7.4.1      | Prevalencia de lesiones en el miembro inferior a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva. ....  | 183        |
| 7.4.2      | Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y a lo largo de toda la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado. ....   | 183        |
| 7.4.3      | Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva con los valores del <i>navicular drop</i> . ....  | 187        |
| 8.         | DISCUSIÓN.....   | 188        |
| <b>8.1</b> | <b>DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA .....</b>   | <b>189</b> |
| 8.1.1      | La muestra.....  | 189        |
| 8.1.2      | Asignación de los grupos.....  | 191        |
| 8.1.3      | Periodo de familiarización.....  | 191        |
| 8.1.4      | Calzado para la realización de las pruebas dinámicas.....  | 192        |
| 8.1.5      | Técnica de atado para la realización de las pruebas dinámicas .....  | 194        |
| 8.1.6      | Pruebas de evaluación y validación de las mismas .....   | 195        |
| 8.1.7      | Proceso de aleatorización de las pruebas .....   | 197        |
| 8.1.8      | El contacto inicial como parámetro a estudio.....  | 198        |
| 8.1.9      | Cinética de la marcha. Fases .....   | 200        |
| 8.1.10     | Velocidad en la realización de las pruebas .....   | 201        |
| 8.1.11     | El rendimiento y su relación con el contacto inicial.....  | 203        |
| 8.1.12     | <i>Navicular drop</i> .....  | 205        |
| <b>8.2</b> | <b>DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.....</b>  | <b>207</b> |

|             |  |            |
|-------------|--|------------|
| 8.2.1       | Del contacto inicial del pie con el suelo corriendo, descalzo y calzado, a velocidad individualizada para cada participante en función del grupo ..... | 207        |
| 8.2.2       | De la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo, a velocidad individualizada para cada participante en función del grupo. ....         | 213        |
| 8.2.3       | De la cinética de la marcha, caminando calzado y descalzo, a la Vel55%. ....   | 217        |
| 8.2.4       | De la relación entre la prevalencia de lesiones por sobreuso en el miembro inferior y su relación con el contacto inicial del pie con el suelo .....   | 219        |
| 8.2.5       | De la relación entre la prevalencia de lesiones en miembro inferior y los valores del <i>navicular drop</i> .....                                      | 223        |
| 9.          | LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....  | 225        |
| 10.         | APLICACIONES PRÁCTICAS .....   | 227        |
| 11.         | FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN .....  | 231        |
| 12.         | CONCLUSIONES .....   | 237        |
| 13.         | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....   | 239        |
| 14.         | DIFUSIÓN DE RESULTADOS .....   | 270        |
| <b>14.1</b> | <b>COMUNICACIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO .....</b>  | <b>271</b> |
| <b>14.2</b> | <b>PUBLICACIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO .....</b>   | <b>271</b> |
| 15.         | ANEXOS .....   | 272        |
| <b>15.1</b> | <b>ANEXO 1.....</b>  | <b>273</b> |
| <b>15.2</b> | <b>ANEXO 2.....</b>  | <b>278</b> |
| <b>15.3</b> | <b>ANEXO 3.....</b>  | <b>279</b> |
| <b>15.4</b> | <b>ANEXO 4.....</b>  | <b>280</b> |
| <b>15.5</b> | <b>ANEXO 5.....</b>  | <b>281</b> |
| <b>15.6</b> | <b>ANEXO 6.....</b>  | <b>282</b> |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|  |     |
|--|-----|
| <b>Figura 1.</b> Factores que afectan a la economía de carrera. ....   | 50  |
| <b>Figura 2.</b> Fuerzas resultantes en el CI de antepié (A) y retropié (B) .....  | 57  |
| <b>Figura 3.</b> Ejemplo del rango articular experimentado en el tobillo en función del CI de retropié (negro) y antepié (gris) durante la carrera.....  | 61  |
| <b>Figura 4.</b> Ejemplo de las fuerzas de reacción del suelo experimentadas en función del CI de retropié (negro) y antepié (gris) durante la carrera. ....   | 62  |
| <b>Figura 5.</b> Ejemplo de las fuerzas de reacción del suelo y la cinemática del pie en función del CI y de la condición calzada y descalza durante la carrera .....  | 64  |
| <b>Figura 5A.</b> Fuerzas experimentadas en un CI de antepié. ....   | 66  |
| <b>Figura 5B.</b> Fuerzas experimentadas en un CI de retropié. ....  | 66  |
| <b>Figura 6.</b> Primera zapatilla diseñada específicamente para correr. ....  | 88  |
| <b>Figura 7.</b> Zapatos de Ron Hill, ganador de la Maratón de Boston 1970 (A). Ejemplo de zapatilla minimalista de hoy en día con las características de suela delgada y blanda, y la parte superior flexible (B) .....   | 89  |
| <b>Figura 8.</b> Modelo Nike Cortez; con mayor acolchado en el talón. ....   | 89  |
| <b>Figura 9.</b> Zapatillas con diferentes sistemas de amortiguación .....   | 90  |
| <b>Figura 10.</b> Mapa de presiones plantares con el centro de presión (CPP) indicado como una línea de puntos (Software Footscan de la plataforma RsScan Internacional).Con la indicación de las cuatro sub-fases: fase de contacto inicial (ICP), fase de contacto del antepié (FFCP), fase de apoyo completo (PFC) y fase de despegue (FFPOP) ..... | 99  |
| <b>Figura 11.</b> Subáreas de la presión máxima durante el contacto del pie con la plataforma descalzo... ..   | 100 |
| <b>Figura 12.</b> Subáreas de presión máxima durante el contacto del pie con la plataforma calzado.....  | 101 |
| <b>Figura 13.</b> Ejemplo de las fases del CPP en un pie derecho. La imagen muestra el momento en el que se produce el contacto de cada una (superior) y su duración (inferior) .....  | 115 |
| <b>Figura 14.</b> Pliegue tricipital.....  | 126 |
| <b>Figura 15.</b> Pliegue bicipital. ....  | 126 |
| <b>Figura 16.</b> Pliegue ileocrestal. ....  | 126 |
| <b>Figura 17.</b> Pliegue muslo anterior .....   | 127 |
| <b>Figura 18.</b> Pliegue pierna medial.....   | 127 |
| <b>Figura 19.</b> Diámetro muñeca.....   | 128 |
| <b>Figura 20.</b> Diámetro fémur.....  | 128 |
| <b>Figura 21.</b> Perímetro brazo relajado .....   | 129 |
| <b>Figura 22.</b> Perímetro muslo relajado.....  | 129 |
| <b>Figura 23.</b> Figura gemelo relajado.....  | 129 |
| <b>Figura 24.</b> Fotogramas correspondientes a una de las mediciones del navicular drop .....   | 130 |
| <b>Figura 25.</b> Fotograma correspondiente a la medición del navicular en posición neutra .....   | 131 |
| <b>Figura 26.</b> Fotograma correspondiente a la medición del navicular con el peso sobre el miembro a valorar .....   | 131 |
| <b>Figura 27.</b> Momento previo a una de las pruebas de para la determinación de la velocidad aeróbica máxima. Uno de los miembros del equipo de investigación informa a los sujetos acerca de las consideraciones previas .....  | 133 |

|  |     |
|--|-----|
| <b>Figura 28.</b> Fotograma durante una de las pruebas del test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal para la determinación de la velocidad aeróbica máxima. El ciclista controla en todo momento la velocidad de la bicicleta mientras los sujetos corren a la velocidad correspondiente.....  | 134 |
| <b>Figura 29.</b> Fotograma durante una de las pruebas del test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal para la determinación de la velocidad aeróbica máxima. En este caso, uno de los miembros de la organización controla de cerca (a la izquierda) que se respeten los diferentes parámetros del test .....                             | 135 |
| <b>Figura 30.</b> Fotogramas correspondientes al proceso de familiarización con la velocidad de carrera desarrollada en las pruebas biomecánicas basada en la VAM previamente determinada mediante el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal. El ciclista controla en todo momento la velocidad y el sujeto corre paralelo a él ..... | 136 |
| <b>Figura 31.</b> Fotogramas correspondientes al proceso de aleatorización de las pruebas biomecánicas dinámicas. El sujeto extrajo una papeleta doblada de una de las bolsas negras: ATAL, ATMED o CONTROL en función del grupo al que pertenezca .....   | 137 |
| <b>Figura 32.</b> Las zapatillas Saucony Ride 5 fueron utilizadas por todos los sujetos del estudio para garantizar la homogeneidad en el calzado deportivo .....  | 138 |
| <b>Figura 33A.</b> Técnica de atado de las zapatillas para control biomecánico .....   | 139 |
| <b>Figura 33B.</b> Fotogramas correspondientes al proceso de técnica de atado de las zapatillas antes de las pruebas biomecánicas dinámicas .....  | 139 |
| <b>Figura 34.</b> Esquema del protocolo de las evaluaciones biomecánicas en dinámico .....   | 140 |
| <b>Figura 35.</b> Fotograma correspondiente a la última familiarización y pre-test .....   | 141 |
| <b>Figura 36.</b> Subáreas de la presión máxima durante el contacto del pie con la plataforma .....  | 142 |
| <b>Figura 37.</b> Ejemplo de la evolución del centro de presión de la pisada en la condición corriendo descalzo durante el contacto del pie con la plataforma (izquierdo y derecho) .....  | 142 |
| <b>Figura 38.</b> Duración de cada una de las fases durante el contacto del pie con la plataforma (izquierdo y derecho). La Figura muestra el momento en el que se produce el contacto de cada una (leyenda superior) y su duración (leyenda inferior) .....   | 143 |
| <b>Figura 39.</b> Esquema compuesto por fotogramas correspondientes a cada una de las fases y pruebas realizadas cada uno de los días de la investigación .....  | 144 |
| <b>Figura 40A.</b> Distribución de la edad de los participantes.....   | 152 |
| <b>Figura 40B.</b> Distribución de la edad por grupo de estudio.....   | 153 |
| <b>Figura 41.</b> Distribución del índice de masa corporal .....   | 154 |
| <b>Figura 42.</b> Perímetro de la cintura expresado en cm en función del grupo .....   | 157 |
| <b>Figura 43.</b> Presión arterial diastólica expresada en mm Hg en función del grupo.....   | 157 |
| <b>Figura 44.</b> Sumatorio de 4 pliegues cutáneos expresado en mm en función del grupo .....  | 158 |
| <b>Figura 45.</b> Porcentaje de masa grasa en función del grupo .....  | 158 |
| <b>Figura 46.</b> Distribución de la velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora de toda la muestra a estudio.....  | 162 |
| <b>Figura 47.</b> Velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora en función del grupo .....  | 162 |
| <b>Figura 48.</b> Comparación de la velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora entre los grupos a estudio .....  | 164 |
| <b>Figura 49.</b> Comparación del tiempo final en el Test en pista de la Universidad de Montreal expresado en segundos entre los grupos a estudio.....   | 165 |

|  |     |
|--|-----|
| <b>Figura 50.</b> Comparación del consumo máximo de oxígeno estimado expresado en mililitros por kilogramo de peso por minuto entre los grupos a estudio ..... | 165 |
| <b>Figura 51.</b> Prevalencia del contacto inicial del pie con el suelo corriendo descalzo en función del grupo .....  | 168 |
| <b>Figura 52.</b> Prevalencia del contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en función del grupo .....   | 169 |

## ÍNDICE DE TABLAS

|   |     |
|---|-----|
| <b>Tabla 1.</b> Criterios de inclusión en función del grupo .....   | 123 |
| <b>Tabla 2.</b> Ecuaciones para la estimación de la densidad corporal, del porcentaje de masa grasa, de la masa ósea y de la masa muscular esquelética.....   | 125 |
| <b>Tabla 3.</b> Distribución de los participantes por grupo estudiado .....   | 152 |
| <b>Tabla 4.</b> Distribución de la edad de los participantes por grupo estudiado.....   | 153 |
| <b>Tabla 5.</b> Análisis descriptivo de las variables antropométricas y fisiológicas de los individuos estudiados .....   | 155 |
| <b>Tabla 6.</b> Distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo de atletas de alto nivel.....  | 155 |
| <b>Tabla 7.</b> Distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo de atletas de nivel medio..  | 156 |
| <b>Tabla 8.</b> Distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo control .....  | 156 |
| <b>Tabla 9.</b> Valores de las variables deportivas del grupo de atletas de alto nivel.....   | 159 |
| <b>Tabla 10.</b> Valores de las variables deportivas del grupo de atletas de nivel medio.....   | 159 |
| <b>Tabla 11.</b> Valores de las variables deportivas del grupo control.....   | 160 |
| <b>Tabla 12.</b> Valores de las pruebas de rendimiento atlético de los individuos estudiados .....  | 161 |
| <b>Tabla 13.</b> Valores de las pruebas de rendimiento atlético del grupo de atletas de alto nivel .....  | 163 |
| <b>Tabla 14.</b> Valores de las pruebas de rendimiento atlético del grupo de atletas de nivel medio .....   | 163 |
| <b>Tabla 15.</b> Valores de las pruebas de rendimiento atlético del grupo control .....   | 164 |
| <b>Tabla 16.</b> Comparación de las variables de las pruebas de rendimiento atlético estadísticamente no significativas entre los grupos a estudio .....  | 166 |
| <b>Tabla 17.</b> Estadísticos descriptivos de la variable biomecánica del arco plantar (navicular drop) de los individuos estudiados.....   | 167 |
| <b>Tabla 18.</b> Comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en atletas de alto nivel .....   | 169 |
| <b>Tabla 19.</b> Comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en atletas de nivel medio.....   | 170 |
| <b>Tabla 20.</b> Comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en el grupo control .....  | 170 |
| <b>Tabla 21.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel .....   | 172 |
| <b>Tabla 22.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel .....  | 173 |
| <b>Tabla 23.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio .....  | 173 |
| <b>Tabla 24.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio ..... | 174 |
| <b>Tabla 25.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo control.....                     | 174 |
| <b>Tabla 26.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo control .....                   | 175 |
| <b>Tabla 27.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel .....  | 176 |



|   |     |
|---|-----|
| <b>Tabla 28.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel .....   | 176 |
| <b>Tabla 29.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio .....   | 177 |
| <b>Tabla 30.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio .....  | 177 |
| <b>Tabla 31.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo control .....   | 178 |
| <b>Tabla 32.</b> Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo control .....  | 178 |
| <b>Tabla 33.</b> Duración total de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel .....   | 179 |
| <b>Tabla 34.</b> Duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel .....  | 179 |
| <b>Tabla 35.</b> Duración total de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio .....  | 180 |
| <b>Tabla 36.</b> Duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio .....   | 180 |
| <b>Tabla 37.</b> Duración total de la pisada caminando calzado en el grupo control .....  | 181 |
| <b>Tabla 38.</b> Duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo control .....   | 181 |
| <b>Tabla 39.</b> Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de alto nivel .....                 | 182 |
| <b>Tabla 40.</b> Relación de las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de alto nivel .....  | 183 |
| <b>Tabla 41.</b> Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de nivel medio .....                | 184 |
| <b>Tabla 42.</b> Relación de las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de nivel medio ..... | 184 |
| <b>Tabla 43.</b> Relación de las lesiones a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva con el navicular drop (cm).....  | 186 |
| <b>Tabla 44.</b> Tabla resumen de estudios similares al presente y número de sujetos que conforma su muestra .....  | 189 |

## 1. RESÚMENES

### INTRODUCCIÓN

El análisis de la trayectoria de centro de presión de pie (CPP) juega un papel fundamental en el establecimiento de patrones biomecánicos (1). Aunque la biomecánica de caminar y correr fueron ampliamente investigadas (2, 3, 4), la mayoría de los estudios no fueron realizados a una velocidad individualizada en base a una prueba de carrera máxima.

### METODO

48 participantes moderadamente entrenados fueron divididos en 3 grupos, de acuerdo con el rendimiento en carrera: corredores altamente entrenados (ATAL), corredores moderadamente entrenados (ATMED) y grupo control (CON). Fueron evaluados en: características antropométricas, velocidad aeróbica máxima (VAM) y caminar y correr a velocidad individualizada (es decir, el 55% de la velocidad límite entre caminar y correr y el 85% de su VAM, respectivamente) en condición calzada y descalza, para estudiar el contacto inicial del pie (CI) y el CPP. Todos utilizaron el mismo calzado de carrera con un lazado homogéneo, siendo el orden de análisis biomecánico aleatorizado.

Las diferencias entre las condiciones biomecánicas y entre los grupos fueron estudiadas a través de análisis de varianza (ANOVA). El nivel de significación se fijó en 0,05.

### RESULTADOS

El grupo CAE alcanzó una VAM mayor que CME y CON. Además, CME obtuvo una VAM mayor que CON. El porcentaje de tiempo de la duración total de la pisada (TTP) al caminar descalzo, en comparación con la condición calzada, fue menor en la transición del contacto del talón al primer contacto metatarsal, y de talón al despegue del pie en todos los grupos. El TTP corriendo descalzo fue menor en comparación con la condición calzada en todos los grupos. La prevalencia del CI de antepié corriendo, en ambas condiciones calzada y descalza, fue superior en CAE (44,4% y 38,9%, respectivamente) que en CME (33,3% y 26,7%, respectivamente) y CON (13,3% y 0%, respectivamente).

### DISCUSIÓN

Nuestros resultados muestran que el CI de antepié se hace más evidente cuando aumenta el rendimiento del atleta, como fue demostrado previamente (4). La menor duración de TTP corriendo en condición descalza en comparación con calzada podría ser debido a una forma más natural y de antepié del CI. Por lo tanto, de acuerdo con otros estudios (2, 3), el calzado deportivo podría determinar la biomecánica de la marcha y la carrera en corredores de resistencia entrenados.

### REFERENCIAS

1. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, et al. (2008). *Gait Posture*, 27(4), 669-75
2. Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, et al. (2013). *Br J Sports Med*, 47(6), 387-92
3. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. (2010). *Nature*, 463, 531-5
4. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ (2007). *J Strength Cond Res*, 21(3), 888-93

### INTRODUCCIÓN

A análise da traxectoria do centro de presión do pé (CPP) xoga un rol fundamental no establecemento dos patróns biomecánicos (1). Aínda que a biomecánica de camiñar e correr foron amplamente estudadas (2,3, 4), a maioría dos estudos non foron realizados a unha velocidade individualizada en base a unha proba de carreira máxima.

### MÉTODOS

48 participantes moderadamente adestrados foron divididos en 3 grupos, segundo o seu rendemento en carreira: corredores altamente adestrados (CAA), corredores medianamente adestrados (CMA) e control (CON). Foron avaliados en: características antropométricas, velocidade aeróbica máxima (VAM), camiñar e correr en velocidade individualizada (é dicir, o 55% da velocidade límite entre camiñar e correr e o 85% da súa VAM, respectivamente), en condición calzada e descalza, para estudar o contacto inicial do pé (CI) e o CPP. Todos empregaron o mesmo tipo de calzado de carreira e lazado homoxéneo, sendo a orde de análise biomecánica aleatoria.

As diferentes condicións biomecánicas e entre os grupos, foron estudadas mediante análise de varianza (ANOVA). O nivel de significación fixouse en 0,05.

### RESULTADOS

O grupo CAA alcanzou unha VAM maior que CMA e CON. Ademais, CMA obtivo unha VAM maior que CON. A porcentaxe do tempo do total da pisada do pé (TTP) ao camiñar descalzo, en comparación coa condición calzada, foi menor na transición do contacto do talón ó primeiro contacto metatarsal e do talón ó despegue do pé en tódolos grupos. O TTP correndo descalzo foi menor en comparación coa condición calzada en tódolos grupos. A prevalencia do CI de antepé correndo, en ambas condicións calzada e descalza, foi superior nos CAA (44,4% e 38,9%, respectivamente) que nos CMA (33,3% e 26,7%, respectivamente) e CON (13,3% e 0%, respectivamente).

### DISCUSIÓN

Os nosos resultados amosan que o contacto inicial de antepé tórnase máis evidente cando aumenta o rendemento do atleta, como foi demostrado anteriormente (4). A menor duración do TTP correndo en condición descalzo en comparación con calzado pode ser debido a unha forma máis natural e de antepé do CI. Polo tanto, dacordo con estudos anteriores (2, 3), o calzado deportivo podería determinar a biomecánica da camiñada e da carreira en corredores de resistencia adestrados.

### REFERENCIAS

1. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, et al. (2008). *Gait Posture*, 27(4), 669-75
2. Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, et al. (2013). *Br J Sports Med*, 47(6), 387-92
3. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. (2010). *Nature*, 463, 531-5
4. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ (2007). *J Strength Cond Res*, 21(3), 888-93

### INTRODUCTION

Foot's centre of pressure trajectory analysis plays a fundamental role in establishing the biomechanical patterns (1). Although walking and running biomechanics have been widely investigated (2, 3, 4), further studies have not been undertaken on the evaluation of these parameters at a personalised speed on the basis of a maximal running test.

### METHODS

48 moderately trained participants were divided into 3 groups, according to running performance: highly-trained runners (HTR), middle-trained runners (MTR), and control (CON). Participants were assessed in: anthropometric characteristics, maximum aerobic speed (MAS), walking and running at individualised speed (i.e. 55% of the threshold speed between walking and running and 85% of MAS, respectively) in both barefoot and shod conditions, in order to study the initial foot contact (IFC) and CoPT. Same type of running shoes with homogeneous lacing pattern was worn, and the biomechanical analysis order was randomised.

Between-group and biomechanical conditions differences were tested via analysis of variance (ANOVA). The significance level was set at 0.05.

### RESULTS

HTR reached a higher MAS than MTR and CON. Further, MTR got a higher MAS than CON.

Time percentage of a total foot roll-over (FRO) when walking barefoot, compared to shod condition, was shorter in the transition from heel contact to first metatarsal contact, and from heel off to push off in all groups.

Total time for FRO when running barefoot was quicker compared to shod condition in all groups.

The prevalence of forefoot IFC when running, in both barefoot and shod conditions, was higher in HTR (44.4% and 38.9%, respectively) than in MTR (33.3% and 26.7%, respectively) and CON (13.3% and 0%, respectively).

### DISCUSSION

Our results show that forefoot IFC becomes more evident when the athlete's performance increases, as previously demonstrated (4). The shorter duration of FRO in the barefoot compared to shod running condition could be due to a more natural and anterior IFC. Therefore, according to previous studies (2, 3), running shoes might determine walking and running biomechanics in trained endurance runners.

### REFERENCES

1. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, et al. (2008). *Gait Posture*, 27(4), 669-75
2. Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, et al. (2013). *Br J Sports Med*, 47(6), 387-92
3. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. (2010). *Nature*, 463, 531-5
4. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ (2007). *J Strength Cond Res*, 21(3), 888-93

## 2. ESTADO DEL ARTE

## 2.1 BENEFICIOS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

**S**e recomienda participar regularmente en proyectos y estrategias que fomenten la actividad física para mejorar las expectativas de vivir una vida sana. Para ayudar a las personas a tener una vida sana, existen una serie de pautas específicas (Eime, Young, Harvey, Charity, & Payne, 2013). Estas directrices incluyen recomendaciones para evitar el sedentarismo, puesto que es conocido en el ámbito de la salud y el deporte que cualquier actividad es mejor que ser sedentario e incluso los niveles bajos de participación están asociados con algunos beneficios para la salud (Erickson, Gildengers, & Butters, 2013; Lipnowski, Leblanc, & Canadian Paediatric Society, Healthy Active Living and Sports Medicine Committee, 2012; Schoenborn & Stommel, 2011). Sin embargo, para conseguir unos niveles adecuados, se recomienda que los adultos participen en actividades físicas durante al menos 150 minutos por semana de intensidad moderada, o 75 minutos a la semana de intensidad vigorosa aeróbica o una combinación equivalente de ambos tipos: moderada y vigorosa (Tucker, Welk, & Beyler, 2011).

Estos niveles mínimos de actividad física recomendable se basan históricamente en las relaciones cuantitativas (dosis-respuesta) identificadas entre la actividad física y los beneficios para la salud física (Schoenborn & Stommel, 2011).

Las actividades deportivas y el ejercicio se sabe que tienen una influencia positiva en la condición física de una persona, así como para reducir la incidencia de la obesidad, las enfermedades cardiovasculares (Blair et al., 1989), y muchos otros problemas de salud crónicos (van Gent et al., 2007).

La Organización Mundial de la Salud (OMS) definió la salud ya en 1948, en su fundación, como “el estado completo de bienestar y no sólo la ausencia de enfermedad”, lo que la OMS añadió en 2006, fue el “modelo biopsicosocial” que incorpora tres dominios: físico, mental, y social («WHO | Global Recommendations on Physical activity for Health», s. f.). Sin embargo, la salud social no está incorporada en las directrices de la actividad física. A pesar de esto, la literatura sugiere las directrices de actividad física que mediante la participación y la consiguiente socialización a través de ésta puede contribuir a los aspectos positivos de salud mental (Schoenborn & Stommel, 2011).

Hay muchas maneras mediante las cuales la gente puede ser físicamente activa. El tiempo de ocio (o tiempo libre) es una de ellas. En el contexto del tiempo de ocio, hay diferentes modos de participación, y por lo tanto tipos de actividad física (Eime, Harvey, et al., 2013). Eime et al, (2013) distinguieron cuatro modos de actividad física durante el tiempo libre: deportes individuales, de equipo, organizados pero no competitivos, y no organizados. El deporte es una forma popular de actividad física en el tiempo libre. La participación en el deporte se da a menudo en un contexto social. Debido a este carácter social, se conjetura que la participación deportiva puede estar asociada con mayores beneficios para la salud psicosocial que otras formas de actividad física (Eime, Harvey, Brown, & Payne, 2010).

En un estudio previo (Eime, Young, et al., 2013), se aplicó un modelo de salud a través del deporte, y se concluyó de que había gran cantidad de beneficios para la salud psicológica y social, destacando como el más común que mejora la autoestima y la interacción social/integración, seguido por un menor número de síntomas depresivos. En su estudio, Eime et al. concluyeron que el deporte puede estar asociado con la mejora de las prestaciones de salud psicosocial más allá de las mejoras que se le atribuyen desde un punto de vista físico/fisiológico.

En la actualidad, entre el 20% y el 60% de las personas practican regularmente algún tipo de actividad física (I. J. Alexander, Chao, & Johnson, 1990a; Fuller, 1999a). La caminata y la carrera a pie son una de las formas más populares de actividad física, ya que son actividades naturales del ser humano y accesibles para casi todo el mundo.

A partir de la década de 1970, se produce un crecimiento exponencial por lo denominado con el término anglosajón “*running*”, que se ve reflejado en carreras de larga distancia y que a día de hoy sigue siendo tanto una actividad recreativa muy popular como un deporte competitivo y de desafío personal. Prueba de ello, es la participación masiva en la multitud de acontecimientos como carreras populares y maratones, lo cual muestra la importancia de las carreras de fondo en la sociedad actual (Marienke van Middelkoop, Kolkman, van Ochten, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2007).

Este aumento, puede ser el resultado de las iniciativas de salud pública por parte de los gobiernos y de un cambio en la actitud de gran parte de la población en general tomando



conciencia de los efectos positivos del ejercicio aeróbico (Shanthikumar, Low, Falvey, McCrory, & Franklyn-Miller, 2010a).

## Principales conclusiones

- Cualquier actividad es mejor que ser sedentario e incluso los niveles bajos de participación están asociadas con algunos beneficios para la salud.
- La caminata y la carrera a pie son una de las formas más populares de actividad física, ya que son actividades naturales del ser humano y accesibles para casi todo el mundo.
- Se recomienda que los adultos participen en actividades físicas durante al menos 150 minutos por semana de intensidad moderada, o 75 minutos a la semana de intensidad vigorosa aeróbica o una combinación equivalente de ambos tipos: moderada y vigorosa.
- A partir de la década de 1970, se produce un crecimiento exponencial por lo denominado con el término anglosajón “*running*”, que se ve reflejado en carreras de larga distancia y que a día de hoy sigue siendo tanto una actividad recreativa muy popular y un deporte competitivo y de desafío personal.

## 2.2 EL DEPORTE Y LAS LESIONES POR SOBREUSO

Como se ha indicado anteriormente, en las últimas tres décadas la popularidad de las carreras de fondo se ha incrementado debido a su fácil accesibilidad y la promoción del deporte en general. El número de personas que están tomando parte en los principales eventos de carreras internacionales, como los maratones de la ciudad de Nueva York, Los Ángeles, Rotterdam, Londres o Madrid no deja de crecer. Además de los efectos positivos para la salud que tiene correr, también puede causar lesiones, especialmente en las extremidades inferiores (M Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2008). El corredor moderno participa en ejercicios o competiciones de alta intensidad de manera esporádica, lo que puede exponerlo a un mayor riesgo de lesión (Altman & Davis, 2012b) que nuestros antepasados, los cuales cuando cazaban y atrapaban a sus presas, realizaban regularmente sesiones de baja intensidad combinadas con poco a muy alta intensidad.

Un corredor completa un kilómetro en aproximadamente 600 pasos. Teniendo en cuenta que un corredor aficionado, que compita habitualmente en este tipo de carreras, entrena unos 35-40 kilómetros a la semana, lo cual implica que dará aproximadamente unos dos millones de pasos corriendo al año. Con cada paso y zancada, el cuerpo debe disipar una fuerza aproximadamente igual a dos veces y media su peso corporal (Cavanagh & Lafortune, 1980). A la vista de estos datos, el corredor de larga distancia está expuesto a lesiones por uso excesivo de las extremidades inferiores. La incidencia de lesiones en corredores de larga distancia es alta, según los distintos estudios, con tasas de lesiones anuales que van desde 19,4% a 79,3% (Malisoux et al., 2013; van Gent et al., 2007).

Un ejemplo de lo anterior es que las lesiones relacionadas con el corredor también aumentan (Dugan & Bhat, 2005), por lo que, a pesar de los beneficios para la salud, también se ha expresado la preocupación por la alta incidencia de las lesiones, especialmente en la cadera, rodilla y pie. Hasta ahora, poco se sabe acerca de los factores predictivos de lesiones en los corredores populares (Buist, Bredeweg, Lemmink, Mechelen, & Diercks, 2010; Marienke van Middelkoop et al., 2007); además, no existe una definición clara de lesión producida por la carrera a pie. En este sentido, la metodología es confusa e insuficiente (M Van Middelkoop et al., 2008), lo cual establece

una barrera en el conocimiento de los factores de riesgo potenciales y las principales estrategias para ayudar a prevenirlas.

Dado que las lesiones causan morbilidad y pueden mantener al deportista mucho tiempo inactivo, la investigación ha intentado identificar los potenciales factores de riesgo. Diferentes estudios han indicado una serie de factores de riesgo para el desarrollo de las lesiones por correr en el miembro inferior (Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; Thijs, De Clercq, Roosen, & Witvrouw, 2008; Thijs, Tiggelen, Roosen, Clercq, & Witvrouw, 2007; Van Ginckel et al., 2009; T.M. Willems et al., 2006; T.M. Willems, Witvrouw, De Cock, & De Clercq, 2007; T. Willems, Witvrouw, Delbaere, De Cock, & De Clercq, 2005a); y se ha identificado que la mayoría de las lesiones por correr son originadas por un uso excesivo de las estructuras del cuerpo y que se producen como resultado de microtraumatismos repetitivos de carga submáxima crónica de los tendones, los músculos o los huesos.

Por ello, y aunque se considera que la etiología de una lesión en el *running* es multifactorial (Meeuwisse, 1994; Van Mechelen, Hlobil, & Kemper, 1992) (van Gent et al., 2007), la presencia de fuerzas repetitivas, cada una por debajo del umbral de lesión aguda de la estructura en cuestión, produce un efecto de fatiga que mantenido en el tiempo más allá de las capacidades de absorción de la estructura forma parte de la etiología de las lesiones por sobreuso (Glauberman & Cavanagh, 2014; Tine Marieke Willems, De Ridder, & Roosen, 2012). De igual modo, es necesario tener en cuenta, que en la etiología de este tipo de lesiones, es difícil de evaluar el porcentaje de cada uno de los factores relacionados con la marcha y la sobrecarga por fatiga (Tine Marieke Willems et al., 2012). Por lo tanto, sería interesante evaluar y determinar la relación de estos dos factores, y de ese modo aumentar el conocimiento sobre el efecto de la una sobre la otra en el proceso de lesión.

Una lesión anterior es uno de los factores de riesgo más frecuentemente identificado en los estudios analizados. Esto significa que las personas que inician o reanudan un programa de entrenamiento corriendo después de haber estado lesionados, están en un riesgo más alto y deben prestar atención a medidas preventivas (Malisoux et al., 2013).

Los altos índices de carga se han asociado con el desarrollo de microfracturas en la tibia (Glauberman & Cavanagh, 2014; Schaffler, Radin, & Burr, 1989). A raíz de estos datos,

varios estudios han investigado acerca de las tasas de cargas verticales de reacción del suelo en los corredores con antecedentes de fracturas por estrés de la tibia. En este sentido, varias investigaciones encontraron aumento de picos verticales de impacto y altas tasas de carga en aquellos corredores con antecedentes de fracturas por estrés de la tibia (Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006; Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill, & Davis, 2008). Estos resultados fueron apoyados además en una revisión sistemática (Zadpoor & Nikooyan, 2011) indicando que altas tasas de carga verticales a menudo se relacionaban con las fracturas por estrés en las extremidades inferiores. A la vista de estos datos, otros estudios han destacado que en corredores con un patrón de contacto inicial (CI) de retropié, encontraron altas tasas de impacto e historial de fascitis plantar (Pohl, Hamill, & Davis, 2009) y dolor patelofemoral (Bowser, Hamill, & Davis, 2010), dos de las lesiones por sobreuso más frecuentes y características del corredor.

Los factores extrínsecos como la superficie en la que se desarrolla la especialidad deportiva, el sobreentrenamiento (van Gent et al., 2007), el nivel de habilidad, el nivel de competencia, así como los factores intrínsecos como el nivel de condición física, los antecedentes de lesiones, las alteraciones durante la carrera (e.g., pronación del pie), el genu valgo, o la biomecánica de la marcha (Hreljac, 2005) y de la carrera, además del balance articular y muscular, todos se han propuesto como factores que pueden favorecer a las lesiones no traumáticas o por sobreuso (Murphy, Connolly, & Beynnon, 2003; Stanish, 1984). Todas estas variables han sido estudiadas con interés y son temas muy recurrentes en la literatura existente acerca de las lesiones del corredor; aunque últimamente la atención se ha centrado en estudiar la transición del impacto, con su alta tasa de carga, que está asociado con un patrón o CI de retropié (Altman & Davis, 2012b).

Las variables biomecánicas de la marcha y la pisada más específicas como la duración de la pisada, la velocidad y la fuerza tanto del apoyo inicial (impacto) como del apoyo final (propulsión) son también factores de riesgo intrínsecos, que influyen en el riesgo de lesión del miembro inferior (Hreljac, 2004).

Como zonas más afectadas, los diferentes estudios refieren que las lesiones más frecuentes, como consecuencia de la carrera, se localizan en la rodilla (van Gent et al., 2007), seguida de la pierna, el pie y la zona del muslo. De hecho, el dolor patelofemoral, el síndrome de la banda iliotibial, la periostitis tibial, la fascitis plantar y la tendinitis del Aquileo son las lesiones por sobreuso más reportadas.

De igual modo parece haber un consenso sobre el aumento de la carga del antepié como consecuencia de la fatiga, ya que varios estudios mostraron aumentos en las presiones máximas y los impulsos por debajo de los metatarsos (Bisiaux & Moretto, 2008; Nagel, Fernholz, Kibele, & Rosenbaum, 2008; Weist, Eils, & Rosenbaum, 2004; J.D. Willson & Kernozek, 1999).

Sin embargo, analizando el efecto de la fatiga en el talón, mediopié y zona de los dedos, parece no existir un acuerdo común en la evidencia científica. Nagel et al. (Nagel et al., 2008) describen una reducción en la presión debajo de los dedos tras una carrera de maratón, sin embargo en los estudios de Weist et al. (Weist et al., 2004) y Bisiaux et al. (Bisiaux & Moretto, 2008), no se encontraron diferencias.

La mayoría de la bibliografía mencionada realizó investigaciones acerca de las presiones y las fuerzas en áreas específicas del pie, sin embargo, parece que hay una falta de información sobre el efecto de la fatiga en la distribución de la presión medio-lateral a lo largo la progresión de la marcha, la cual se ha postulado como factor importante en el desarrollo de las lesiones del corredor (Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; Thijs et al., 2007; Van Ginckel et al., 2009; T.M. Willems et al., 2006, 2007; T. Willems et al., 2005a). Algunos estudios como el llevado a cabo por Escamilla-Martínez et al. (Escamilla-Martínez, Martínez-Nova, Gómez-Martín, Sánchez-Rodríguez, & Fernández-Seguín, 2013) mostraron que tras correr sesenta minutos seguidos, los sujetos mostraban mayores presiones en la epífisis de la segunda cabeza metatarsal y el *Foot Posture Index* (índice de la postura del pie) aumentó en dos puntos hacia la pronación del pie. Por consiguiente, todo parece indicar que el patrón de la presión plantar puede ser alterado después de una carrera de larga distancia, lo cual podría contribuir al desarrollo de las lesiones por correr (Tine Marieke Willems et al., 2012).

Los estudios relacionados directamente con la carrera han demostrado que hay un aumento en la eversión de la parte posterior del pie después de la fatiga (B. Van Gheluwe & Madsen, 1997); por lo tanto se considera al tibial posterior un músculo clave en el control de la eversión del retropié y del apoyo dinámico a través de la parte media y delantera del pie durante la fase de apoyo de la marcha (Kitaoka, Luo, & An, 1997; Pohl, Rabbito, & Ferber, 2010). La fatiga de este músculo puede derivar en desequilibrios del tobillo y del pie, lo que alteraría la distribución de la presión plantar. En la tesis doctoral de Hagman (Hagman, 2005) se ha demostrado que un aumento de la eversión en el

retropié provoca un aumento de la presión en el mediopié cuando se mide la presión plantar. Por lo tanto, implicaría que en carreras de larga distancia, la presión plantar en la zona medial se vería incrementada.

Del mismo modo, estudios epidemiológicos han estimado que aproximadamente el 70% de todos los corredores sufrirán, al menos, una lesión por sobreuso al año (Hreljac, Marshall, & Hume, 2000) (Hreljac et al., 2000).

Dos estudios recientes, llevados a cabo por Khondae et al. (Khondae, Spittler, Basset, et al., 2014; Khondae, Spittler, Hill, & Hoffman, 2014) y presentados en la Conferencia Mundial del COI sobre Prevención de Lesiones y Enfermedades en el Deporte (Mónaco 2014), realizaron 2794 encuestas a corredores de ultramaratón y obtuvieron que los principales motivos que limitaban el rendimiento eran la incapacidad para obtener el tiempo de corte, náuseas y/o vómitos, así como lesiones durante la carrera (16,5%) y lesiones anteriores al comienzo de la misma (13,3%). También se indica que las zonas más propensas a lesiones fueron el tendón aquileo, la banda iliotibial, los isquiotibiales, y la ingle (pubalgias principalmente). De las lesiones por sobreuso, los metatarsos y la tibia fueron las zonas más afectadas.

Aunque otros artículos siguen destacando la heterogeneidad de las lesiones en el corredor (S. A. Almeida, Williams, Shaffer, & Brodine, 1999; Taunton et al., 2002), se destaca, por ejemplo, la altura del arco plantar como un factor de riesgo intrínseco de lesiones por sobreuso en las extremidades inferiores (Burns, Keenan, & Redmond, 2005; Hreljac et al., 2000; Kaufman, Brodine, Shaffer, Johnson, & Cullison, 1999; D. S. Williams 3rd, McClay, & Hamill, 2001a).

A modo de ejemplo, los individuos con un arco del pie elevado pueden tener un mayor riesgo de lesiones de tobillo, fracturas por estrés, dolor anterior de rodilla y lesiones que afectan a las estructuras laterales de la extremidad inferior (Duffey, Martin, Cannon, Craven, & Messier, 2000; Korpelainen, Orava, Karpakka, Siira, & Hulkko, 2001; D. S. Williams 3rd et al., 2001a), mientras que aquellos con un arco del pie más bajo (o un pie pronado) han demostrado tener un mayor riesgo de síndrome de estrés medial de la tibia, dolor de rodilla y otras lesiones de estructuras internas y de tejidos blandos de la extremidad inferior (J. E. Bennett et al., 2001a; T.M. Willems et al., 2007; D. S. Williams

3rd et al., 2001a). Sin embargo, existe poca evidencia a la hora de explorar la relación entre la altura del arco de manera estática y la presión plantar del pie durante la marcha.

Como factores de riesgo en los corredores de fondo, se han destacado factores extrínsecos, como el exceso de entrenamiento o correr sobre superficies irregulares y factores intrínsecos, tales como la baja densidad ósea, la mala alineación de las extremidades inferiores, así como el tipo de pie. Todos ellos se han estudiado y asociado con un mayor riesgo de lesiones por uso excesivo, concretamente con las fracturas de estrés (Korpelainen et al., 2001).

En cuanto a la relación entre el tipo de pie y las lesiones por sobreuso, la revisión de la bibliografía muestra resultados contradictorios. Así, mientras unos estudios evidencian que esta relación existe, otros indican lo contrario. Neely et al. (Neely, 1998) sugieren como factores de riesgo para una lesión por sobreuso la limitación de la flexión dorsal del tobillo, la limitación del rango articular de la cadera para realizar eversión, una laxitud articular excesiva, diferencias de longitud entre las piernas, pronación o supinación excesiva en carrera, un pie con arco excesivamente alto o bajo y un ángulo Q aumentado.

Entre los que destacan el tipo de pie como factor de riesgo, encontramos las investigaciones llevadas a cabo por Kaufman et al. que demostraron una relación directa entre poseer un pie plano o cavo y el riesgo para el desarrollo de muchas de las lesiones por sobreuso en la extremidad inferior, incluyendo las fracturas por estrés metatarsiano, sobre todo los pies cavos. Sin embargo, no encontraron diferencias estadísticamente significativas en patologías de la rodilla como el síndrome de la banda iliotibial y el síndrome de dolor patelofemoral (Kaufman et al., 1999).

Siguiendo esta corriente, un estudio realizado por Simkin et al., centrado en el riesgo de fractura por estrés y el tipo de pie, reportó que los individuos con un arco alto tenían un riesgo mayor a la hora de desarrollar fracturas por estrés de la tibia, mientras que los individuos con un arco bajo tenían un riesgo mayor para el desarrollo de las fracturas por estrés metatarsiano, sin especificar uno en concreto (Simkin, Leichter, Giladi, Stein, & Milgrom, 1989). Por el contrario, un estudio realizado por Williams et al. que evaluó específicamente las fracturas por estrés de los corredores en la zona metatarsal, identificó que los corredores con arcos altos estaban en mayor riesgo de desarrollar fracturas de estrés del quinto metatarsiano, mientras que los corredores con arcos bajos estaban en



mayor riesgo de desarrollar fracturas del segundo y tercer metatarsianos (D. S. Williams 3rd et al., 2001a). Williams et al. indicaron que estas diferencias en el riesgo de fractura por estrés, eran el resultado de la alteración de la biomecánica de las extremidades inferiores en estos dos grupos de atletas, destacando de igual modo, que los corredores con arcos bajos presentaban un aumento en la velocidad de la eversión del retropié (D. S. Williams 3rd et al., 2001a).

Por el contrario, otros autores han encontrado que no existe asociación entre la altura del arco y el riesgo de lesiones en las extremidades inferiores, incluyendo las fracturas por estrés (Burns et al., 2005; U. Kanatli, Yetkin, & Yalcin, 2003; Kaufman et al., 1999; Michelson, Durant, & McFarland, 2002). Observada esta controversia, se hace necesaria más investigación y homologar la terminología y los procedimientos.

Las estrategias de prevención deben dirigirse a los principales factores que contribuyen al riesgo de lesiones musculoesqueléticas, tanto a los factores extrínsecos como a los intrínsecos. La cantidad y el nivel de intensidad de la actividad deportiva, los niveles de aptitud física, y el equipamiento (principalmente el calzado) son factores extrínsecos sobre los que es conveniente aplicar estrategias de prevención. Estudios realizados en militares también sugieren que existen umbrales por encima de los cuales se produce una mayor prevalencia de lesiones, a pesar de que la capacidad aeróbica no mejora (Jones, Cowan, & Knapik, 1994). Otros estudios, como el llevado a cabo por Ehlen et al. (Ehlen, Reiser, & Browning, 2011) con individuos obesos, concluyen que caminar a una velocidad relativamente lenta pero en una superficie con una moderada pendiente sería una estrategia de ejercicio que puede reducir el riesgo de lesión musculoesquelética al mismo tiempo que proporciona un estímulo cardiovascular apropiado en adultos obesos.

Otro factor etiológico externo que puede reducir las lesiones de entrenamiento es el calzado bien diseñado y aplicado de forma individualizada (Knapik, Trone, et al., 2010).

En cuanto al control y prevención de las lesiones por sobreuso de origen intrínseco, es importante alcanzar elevados niveles de condición física (rendimiento), así como realizar un análisis musculoesquelético individualizado del sujeto en condiciones reales que reproduzcan el gesto deportivo (i.e., biomecánica de la carrera). El asesoramiento en base a la evaluación biomecánica del gesto deportivo puede ayudar a reducir las tasas de lesiones.

## Principales conclusiones

- Además de los efectos positivos para la salud que tiene correr, también puede causar lesiones, especialmente en las extremidades inferiores.
- La incidencia de lesiones en corredores de larga distancia es alta, según los distintos estudios con tasas de lesiones anuales que van desde 19,4% a 79,3%.
- Hasta ahora, poco se sabe acerca de los factores predictivos de lesiones en los corredores populares, debido, principalmente, a que la metodología es confusa e insuficiente.
- Se ha identificado que la mayoría de las lesiones por correr son originadas por un uso excesivo de las estructuras del cuerpo.
- Una lesión previa es uno de los factores de riesgo más frecuentemente identificado en los estudios analizados.
- Se han estudiado tanto variables intrínsecas como extrínsecas, siendo temas muy recurrentes en la literatura científica sobre las lesiones del corredor. Últimamente la atención se ha centrado en estudiar la transición del impacto, con su alta tasa de carga, que está asociado con un patrón de CI de retropié.
- Como zonas más afectadas, los diferentes estudios refieren que la rodilla es la localización en la que con más frecuencia se producen lesiones por correr, seguida de la pierna, el pie y la zona del muslo.
- Estudios epidemiológicos han estimado que aproximadamente el 70% de todos los corredores sufrirán, al menos, una lesión por sobreuso al año.
- Aunque varias investigaciones siguen resaltando la heterogeneidad en la etiología de las lesiones, cobra gran importancia en las lesiones del corredor, la altura del arco plantar, considerada como un factor de riesgo intrínseco para sufrir lesiones por sobreuso en las extremidades inferiores.
- Las estrategias de prevención deben dirigirse a los principales factores, tanto extrínsecos como intrínsecos, que contribuyen al riesgo de sufrir lesiones musculoesqueléticas.

## 2.3 BIOMECÁNICA DE LA MARCHA Y LA CARRERA

La actividad física fue un requerimiento necesario para la supervivencia de los primeros homínidos (Cordain, Gotshall, Eaton, & Eaton, 1998). De hecho, nuestros ancestros vivieron como cazadores-recolectores durante unas 84.000 generaciones (O’Keefe et al., 2013) y necesitaron caminar grandes distancias, así como correr rápido o durante tiempo prolongado, para conseguir alimentos y agua (Cavill, Foster, Oja, & Martin, 2006). En otras palabras, la presión de selección favoreció la expresión natural de la actividad física para la supervivencia y el éxito reproductivo. En este sentido, durante la mayor parte de la historia de la evolución humana, los humanos corrieron descalzos o con un calzado minimalista, como sandalias o mocasines, con pequeñas taloneras, poca amortiguación y cinchas para su ajuste (Altman & Davis, 2012b; D. Lieberman, 2012; D. E. Lieberman et al., 2010).

Por otra parte, tradicionalmente se ha considerado el ciclo de pisada como la unidad básica para la evaluación y el análisis de la marcha y la carrera (Gage, 1990). El ciclo comienza cuando uno de los pies entra en contacto con el suelo y finaliza cuando ese mismo pie contacta de nuevo con el suelo. Estas fases tienen diferentes denominaciones en el tiempo. Generalmente, se comienza por la fase de contacto inicial (CI), la fase de sostén o apoyo termina cuando el pie deja de contactar con el suelo, mientras que la impulsión establece el comienzo de la fase de vuelo u oscilación (Novacheck, 1998; Ounpuu, 1990). La mayor diferencia entre el ciclo de pisada de la marcha y la carrera es la eliminación en la carrera del doble apoyo durante la fase de sostén, característico de la marcha, y la inclusión de una fase de vuelo (Lohman, Balan Sackiriyas, & Swen, 2011).

Otra de las posibles diferencias es la activación de determinados músculos. En la carrera, ciertos músculos son más activos en el momento de contacto del pie para limitar la pronación del retropié. Se ha descrito en la bibliografía que el tríceps sural (sóleo y gastrocnemios lateral y medial) y el tibial posterior actúan todos para limitar o controlar la pronación del retropié (O’Connor & Hamill, 2004). Estudios electromiográficos han demostrado que el pico de contracción principal del sóleo y los gastrocnemios se produce en el momento del CI del pie con el suelo, en las primeras fases del apoyo cuando se corre; sin embargo, se activan más en las fases medias y finales cuando se camina (Cappellini, Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2006; Gazendam & Hof, 2007). Algunos

estudios también han tenido en cuenta que existen diferencias individuales en la forma en que el pie inicia el contacto con el suelo (este tema se desarrollará en capítulos posteriores, como el 2.8 *Correr con un contacto inicial de antepié o retropié*), lo que también daría lugar a diferencias en el patrón de actividad de los músculos que controlan el tobillo (Cappellini et al., 2006). El primer pico que se produce en la actividad de estos músculos disminuye las fuerzas que provocan la pronación a medida que el pie se comporta de manera distinta al avanzar la pisada. Caminando el pie tiene una estructura más flexible y blanda, mientras que durante la carrera, los músculos actúan para convertir al pie en una estructura rígida y firme. Este proceso controla la pronación del retropié para estabilizarlo y que sea más estable una vez que se produce el contacto del pie.

Los músculos tibial anterior y peroneos laterales, tanto corto como largo, también facilitan la rigidez del pie en otras fases, como indican O'Connor et al. (O'Connor & Hamill, 2004). Según sus investigaciones los peroneos pueden estar activos durante las primeras fases para producir un bloqueo articular en la articulación mediotarsiana para formar palanca rígida y que el pie se comporte como un bloque. Coincidiendo con otros estudios (Cappellini et al., 2006; Gazendam & Hof, 2007) O'Connor et al. indican que las lesiones musculotendinosas pueden no estar relacionadas directamente con el aumento de la actividad en los músculos que controlan la pronación del pie. Estudios posteriores consideran estos descubrimientos relevantes (Shanthikumar et al., 2010a), ya que muestran un potencial mecanismo para cambiar la forma de andar.

Existen varias formas de clasificar los patrones biomecánicos de carrera. Una de las más comunes gira entorno a la clasificación en función del CI del pie con el suelo. En la literatura, existe un común acuerdo para clasificar los patrones de CI del pie del siguiente modo (Daoud et al., 2012; D. E. Lieberman et al., 2010):

- CI de talón (carrera talón-dedos): el talón contacta con el suelo en primer lugar, con el pie adelantado a la rodilla y a la cadera, con la rodilla ligeramente extendida y con una dorsiflexión, inversión y abducción de tobillo, para progresar rápidamente a una flexión plantar y eversión del tobillo justo después del impacto.
- CI de metatarso (carrera dedos-talón-dedos): el primer contacto con el suelo se realiza con el metatarso o parte delantera del pie, con la rodilla más flexionada y con una mayor flexión plantar de tobillo (i.e. pre-activación de los flexores plantares antes de

la fase de frenado), contactando normalmente en la cabeza del IV o V metatarsiano, para realizar después una dorsiflexión y eversión de tobillo durante el breve período de impacto, generando un mayor acoplamiento a nivel de tobillo y rodilla.

- CI en la parte media del pie: suele mostrar una cinemática variable que se sitúa entre los dos tipos anteriores.

Se ha mostrado que los patrones de CI con el talón producen un elevado pico de impacto en la fuerza de reacción vertical del suelo durante el contacto, lo cual se traduce en cargas elevadas durante la fase de sostén. Sin embargo, los corredores que muestran un patrón de CI con la parte delantera del pie eliminan o reducen en gran medida el impacto inicial y, debido a la carga excéntrica de la musculatura posterior de la pierna, disminuyen significativamente la carga durante la fase de sostén (Giandolini, Horvais, Farges, Samozino, & Morin, 2013). Además, un CI con la parte delantera del pie se traduce en una disminución de la amplitud de zancada (Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt, & Horodyski, 2006; C Divert, Mornieux, Baur, Mayer, & Belli, 2005; Joseph Hamill, Russell, Gruber, & Miller, 2011; D. E. Lieberman et al., 2010), lo cual hace que el aterrizaje del pie se produzca más próximo al centro de masas y, consecuentemente, la fuerza de reacción del suelo hacia la cadera y la rodilla se reduce (Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille, & Ryan, 2011), disminuyendo así la carga soportada.

El acoplamiento vertical de la pierna se define como el descenso del centro de gravedad (c.d.g) relativo a la fuerza vertical durante el impacto. El mayor acoplamiento presente en el patrón de CI de metatarso, en comparación con el CI de talón, viene dado por un mayor descenso del c.d.g. (i.e. 74%), en parte como consecuencia de una dorsiflexión de tobillo y flexión de rodilla, permitiendo así que la carga soportada sea menor (D. E. Lieberman et al., 2010). En este sentido, cobra gran importancia la activación muscular para preparar y proteger al sistema locomotor para el aterrizaje y el sucesivo contacto con el suelo (Giandolini et al., 2013; B M Nigg & Wakeling, 2001).

La acción excéntrica de los flexores plantares pone de manifiesto el papel del tobillo para absorber las fuerzas verticales durante el CI y la posterior absorción en la fase de sostén (Ounpuu, 1990). Además, a medida que la velocidad de carrera incrementa, el *stiffness* o rigidez del miembro inferior aumenta (Bishop et al., 2006), incrementando de esta forma la energía elástica almacenada y liberada durante el ciclo de estiramiento-acortamiento

(CEA). La fase de estiramiento (i.e. almacenamiento de la energía elástica) se produce por una flexión de la rodilla y una dorsiflexión del tobillo, mientras que la fase de acortamiento (i.e. liberación o restitución de la energía elástica) se traduce en una extensión de rodilla y una flexión plantar del tobillo (Bishop et al., 2006).

En cualquier caso, se ha sugerido que la elección del patrón de CI durante la carrera está sujeto a diferentes factores como la velocidad de carrera, el nivel de entrenamiento, la técnica de carrera, las propiedades mecánicas del terreno, la distancia a recorrer y la frecuencia de entrenamiento (Hatala, Dingwall, Wunderlich, & Richmond, 2013).

## Principales conclusiones

- A lo largo de la evolución, los humanos corrieron descalzos o con un calzado minimalista, como sandalias o mocasines, con pequeñas taloneras, poca amortiguación y cinchas para su ajuste.
- La mayor diferencia entre el ciclo de pisada de la marcha y la carrera es la eliminación en la carrera del doble apoyo durante la fase de sostén, característico de la marcha, y la inclusión de una fase de vuelo.
- En la carrera, ciertos músculos son más activos en el momento de contacto del pie para limitar la pronación del retropié.
- Existen varias formas de clasificar los patrones biomecánicos de carrera. Una de las más comunes es en función del CI del pie con el suelo: CI de talón, CI en la parte media del pie y CI de metatarso.
- Correr utilizando un patrón de CI de antepié, podría reducir en gran medida el impacto inicial y disminuir significativamente la carga durante la fase de sostén. Además, un CI con la parte delantera del pie disminuye la amplitud de zancada y la fuerza de reacción del suelo hacia la cadera y la rodilla. En este sentido, cobra gran importancia la activación muscular (CEA) para preparar y proteger al sistema locomotor para el aterrizaje y el sucesivo contacto con el suelo.
- Se ha sugerido que la elección del patrón de CI durante la carrera está sujeto a diferentes factores como la velocidad de carrera, el nivel de entrenamiento, la técnica de carrera, las propiedades del terreno, la distancia y la frecuencia de entrenamiento.

## 2.4 DIFERENCIAS BIOMECÁNICAS ENTRE LA CARRERA DESCALZA Y CON ZAPATILLAS

La principal diferencia entre la carrera descalzo y la carrera con zapatillas de *running* estándar radica en el CI del pie con el suelo. La carrera descalzo se caracteriza por promover un primer contacto (i.e., contacto inicial) con el metatarso, con una ligera flexión plantar (i.e. preactivación de los músculos flexores plantares) y con el talón elevado para descender posteriormente y apoyarse ligeramente en el suelo (Bishop et al., 2006; C Divert et al., 2005; Fong Yan, Sinclair, Hiller, Wegener, & Smith, 2013; D. E. Lieberman et al., 2010; Lohman et al., 2011; Paquette, Zhang, & Baumgartner, 2013; S. E. Robbins, Hanna, & Gouw, 1988). Por el contrario, la carrera con zapatillas de *running* estándar y acolchadas facilita un CI de talón, promovido por una mayor dorsiflexión del tobillo como consecuencia de las elevadas taloneras de este tipo de zapatillas (Bishop et al., 2006; Carolyn Divert, Baur, Mornieux, Mayer, & Belli, 2005a; D. E. Lieberman et al., 2010; Paquette et al., 2013). En cualquier caso, debido a que las diferencias entre individuos son elevadas, no es apropiado limitar la carrera descalzo únicamente a un patrón de CI de metatarso, ni la carrera con zapatillas de *running* estándar a un patrón de CI de talón (B. Nigg & Enders, 2013).

En un interesante estudio reciente llevado a cabo con atletas entrenados, Bonacci et al. (Bonacci et al., 2013) demostraron que la carrera descalzo modifica la biomecánica de carrera al compararla con correr calzado.

Al correr descalzo, se produce una mayor flexión de rodilla y menor dorsiflexión de tobillo en el CI, incrementando el trabajo a nivel de tobillo y reduciéndolo a nivel de rodilla (Bonacci et al., 2013; Squadrone & Gallozzi, 2009a; D. S. B. Williams 3rd, Green, & Wurzinger, 2012). Además, la amplitud de zancada disminuye y la frecuencia incrementa (Bonacci et al., 2013; Squadrone & Gallozzi, 2009a).

De hecho, algunos autores (C Divert et al., 2005; Hsu, 2012; Squadrone & Gallozzi, 2009a) defienden que la carrera descalzo reduce el pico de impacto y los tiempos de las fases de vuelo y de contacto, así como la duración total de la pisada, con objeto de disminuir el estrés mecánico sufrido durante la sucesión de impactos en la carrera. Incluso, se ha sugerido que las estrategias coordinativas a nivel de tobillo varían en función de correr con zapatillas de *running* estándar o descalzo y que dichas estrategias



se relacionan, en este último caso, con los mecanismos para la atenuación de las fuerzas de impacto (Kurz & Stergiou, 2004). Además, estas adaptaciones neuromecánicas pueden suponer una mejora del almacenamiento y liberación de energía elástica de los tendones de los músculos extensores del tobillo, evidenciada por una mayor pre-activación de los músculos flexores plantares del tobillo y por un incremento en la fuerza de impulsión en la carrera descalzo (Altman & Davis, 2012a; C Divert et al., 2005).

Por otro lado, la carrera descalzo también promueve el incremento de la retroalimentación (*feedback*) sensorial a nivel propioceptivo como consecuencia del contacto directo del pie con el suelo (Altman & Davis, 2012b; Hsu, 2012), de las habilidades coordinativas (Hsu, 2012) y de la fuerza muscular en el pie (Altman & Davis, 2012b; Hsu, 2012; B. Nigg & Enders, 2013).

Existe una corriente emergente que apoya la idea de que el ser humano está diseñado para correr descalzo (D. E. Lieberman et al., 2010). Sin embargo, el hecho de correr descalzo en las sociedades modernas es complicado debido a que los ambientes y superficies creadas por el hombre pueden ser dañinas para los pies (e.g., asfalto, gravilla, objetos punzantes en la calzada, elevada temperatura del suelo, etc.). Un aspecto importante es el cambio de correr calzado a correr descalzo y su relación con la rigidez articular. El aumento de la rigidez articular de la extremidad inferior durante la marcha se ha identificado como un factor de riesgo en las lesiones por sobreuso en el *running* (Butler, Crowell, & Davis, 2003).

Asociado a la rigidez articular, está el concepto anglosajón de *leg stiffness* (Farley & González, 1996). La rigidez de la pierna es una explicación teórica basada en conocimientos físicos de ingeniería en la que se explica cómo el miembro inferior varía la rigidez de las articulaciones para adaptarse a la velocidad y al terreno, actuando a modo de muelle. Esta rigidez de las articulaciones consiste en aumentar o disminuir el tono muscular variando el recorrido del ángulo de la articulación, utilizando menos ángulo articular (i.e., mayor rigidez) cuando la musculatura está más tensa.

Otros estudios, como el de Fong Yan et al. (Fong Yan et al., 2013) también hacen referencia a que la rigidez de las extremidades inferiores (Klute & Berge, 2004; Wakeling, Pascual, & Nigg, 2002; C. A. Walker & Blair, 2002), así como la posición del centro de masas de todo el cuerpo en el contacto inicial puede influir en la fuerza de reacción vertical del suelo (Klute & Berge, 2004). Por lo tanto, la validez de la utilización de la

fuerza de reacción vertical del suelo para describir las características de atenuación del impacto del calzado podría ser cuestionada dado que, en el supuesto de que el calzado contribuyera a la atenuación de las fuerzas de impacto, se requiere de métodos más exactos para una recolección de datos más fiable.

Los partidarios de correr descalzo defienden beneficios como la mejora del rendimiento y la reducción de las lesiones, mientras que los detractores advierten de los riesgos asociados a esta práctica (Jenkins & Cauthon, 2011).

En un intento de proteger los pies, manteniendo los beneficios de correr descalzo, las marcas deportivas han creado las denominadas zapatillas minimalistas (Goble, Wegler, & Forest, 2013), caracterizadas por un perfil más bajo, menor amortiguación, menor control del movimiento, menor diferencia de altura entre el talón y la parte delantera del pie (i.e. drop, en inglés) y mayor flexibilidad de la suela que las zapatillas de *running* estándar o convencionales (Bonacci et al., 2013). A pesar de que algunas investigaciones (Squadrone & Gallozzi, 2009a) han propuesto que correr descalzo es similar a correr con zapatillas minimalistas, otras (Bonacci et al., 2013) han encontrado diferencias entre ambas condiciones.

Lo que parece ser común en todos los estudios revisados es que, un contacto inicial de antepié puede disminuir o eliminar el pico de reacción vertical del suelo inicial o "impacto transitorio", posiblemente reduciendo la carga articular en la rodilla y, consecuentemente, las lesiones (Goss & Gross, 2012a). Al mismo tiempo, ese patrón de contacto puede aumentar el trabajo mecánico en el tobillo y la tracción en los flexores plantares comentado anteriormente. Por ello, el uso de calzado minimalista también puede aumentar la presión plantar sobre los metatarsianos.

Como indican Goss et al. en su estudio (Goss & Gross, 2012b) los corredores calzados eran más propensos a informar de las lesiones de las extremidades inferiores que los corredores que usan zapatillas minimalistas. Por ello, se requieren más investigaciones prospectivas y longitudinales para examinar la incidencia de las lesiones en función del CI, del calzado utilizado y cómo estos factores pueden repercutir en las fuerzas de impacto y, por ende, en el riesgo de padecer lesiones.

## Principales conclusiones

- La principal diferencia entre la carrera descalzo y la carrera con zapatillas de *running* estándar radica en el CI del pie con el suelo.
- La carrera con zapatillas de *running* estándar facilita un CI de talón, promovido por una mayor dorsiflexión del tobillo como consecuencia de las elevadas taloneras de este tipo de zapatillas.
- La carrera descalzo modifica la biomecánica de carrera comparada con correr calzado; el CI es más de antepié que la carrera calzada, lo cual reduce el pico de impacto y los tiempos de las fases de vuelo y de contacto, así como la duración de total de la pisada, con objeto de disminuir el estrés mecánico.
- Correr descalzo y con un CI antepié produciría una mejora del almacenamiento y liberación de energía elástica y una mayor eficiencia durante la carrera.
- Los corredores que utilizan calzado minimalista son más económicos que los corredores que utilizan zapatillas estándar de *running*, independientemente del tipo de CI, después de controlar la masa de las zapatillas y la frecuencia de zancada.
- Algunas investigaciones han propuesto que correr descalzo es diferente a correr con zapatillas minimalistas.

## 2.5 LA INFLUENCIA DE LA BIOMECÁNICA DE LA CARRERA Y DEL CALZADO EN LAS LESIONES

Todos los corredores, incluidos los atletas profesionales, corrían descalzos o con un calzado minimalista hasta que en 1970 se inventaron las zapatillas de *running* modernas con amortiguación en el talón, soporte en el arco plantar y suelas más rígidas (D. Lieberman, 2012; Rixe, Gallo, & Silvis, 2012). A pesar del desarrollo tecnológico aplicado al calzado deportivo, entre el 19% y el 79% de los corredores se siguen lesionando en la actualidad (van Gent et al., 2007). El síndrome patelofemoral es la lesión más común en corredores, seguido por el síndrome de la banda iliotibial, la fascitis plantar, lesiones de menisco y síndrome de estrés tibial (Taunton et al., 2002, 2003). La etiología de las lesiones como consecuencia de la carrera es multifactorial (Altman & Davis, 2012b), si bien es cierto que las lesiones previas, el sobreuso (van Gent et al., 2007), el patrón de CI o patrones de la marcha anormales o desalineados juegan un papel determinante (Altman & Davis, 2012a). De igual modo, aproximadamente el 65% de las lesiones crónicas en corredores de resistencia se relacionan con un elevado kilometraje, con incrementos excesivamente rápidos en el kilometraje y en la intensidad del entrenamiento o con el hecho de correr en superficies irregulares o con colinas, así como en superficies duras (Lohman et al., 2011).

Teóricamente, las zapatillas de *running* ofrecen ventajas como el control del movimiento mediante arcos de soporte, mediasuelas gruesas y amortiguación (C Divert et al., 2005; S. E. Robbins & Hanna, 1987). No obstante, las zapatillas de *running* estándar tienen un grosor en el talón que es casi el doble que el que poseen en la parte delantera. Este diseño de zapatilla facilita que el CI sea de talón debido a que condiciona la movilidad del tobillo en el momento del impacto (tal y como ocurre cuando el patrón de CI es de metatarso) (Goble et al., 2013; D. E. Lieberman et al., 2010; Martyn R. Shorten, 2011). Además, los arcos de soporte plantar y las plantillas rígidas, para la corrección de la excesiva pronación o supinación, limitan la movilidad del pie dentro de la zapatilla (Goble et al., 2013).

En este sentido, los entusiastas de la carrera descalza (i.e., *barefoot running*, en inglés) han argumentado que las zapatillas de *running* estándar inhiben la movilidad natural del pie y modifican la biomecánica de carrera (Goble et al., 2013). De hecho, se ha sugerido el cambio de correr calzado a correr descalzo como una alternativa interesante para

aquellos corredores con problemas de rodilla, si bien hay que prestar atención a no realizar una transición demasiado rápida para no sobrecargar en exceso el tríceps sural (Bonacci et al., 2013). En esta misma línea, y desde una perspectiva evolutiva, Lieberman et al. (D. E. Lieberman et al., 2010) han propuesto que la selección natural es la responsable de la reducción de lesiones al correr descalzo o con zapatillas minimalistas, ya que ha sido algo habitual antes de la aparición de las zapatillas de *running* modernas (D. E. Lieberman et al., 2010).

Una razón importante que apoya el interés en correr descalzo, es la posible reducción en las lesiones relacionadas con la carrera, a pesar de los avances en la amortiguación y control de movimiento en las zapatillas para correr (Jenkins & Cauthon, 2011). De todas formas, y tal como se recoge en otros apartados, esta disminución en el número de lesiones corriendo descalzo no ha sido demostrada en diferentes estudios analizados y continúa existiendo controversia acerca del tema.

Son varios los estudios (Altman & Davis, 2012b; Daoud et al., 2012; D. E. Lieberman et al., 2010) que han mostrado una menor incidencia de lesiones en aquellos corredores que tienen un patrón de CI de metatarso o con la parte media del pie (i.e., característico de la carrera descalzo o con zapatillas minimalistas), comparado a aquellos que contactan con el talón en primer lugar (i.e., característico de la carrera con zapatillas de *running* estándar). De hecho, parece que las lesiones varían en función de uno u otro caso. Así, las lesiones que se han asociado al patrón de CI con el talón son dolor en la cadera, dolor en la rodilla, dolor en la zona lumbar, lesiones en el tibial anterior por estrés, fascitis plantar y fracturas por estrés en las piernas, excluyendo los metatarsos (Daoud et al., 2012; Kirby & McDermott, 1983). Entre las lesiones asociadas a los corredores con un patrón de CI de metatarso figuran la tendinopatía del tendón de Aquiles, dolor en el pie y fracturas por estrés en el metatarso (Daoud et al., 2012).

Parece que uno de los factores que más puede afectar a la mayor prevalencia de lesiones entre los corredores con un patrón de CI de talón, respecto a los que muestran un patrón de CI de metatarso, son las diferencias en la biomecánica de carrera; esto es, los picos de impacto y fuerzas verticales de reacción del suelo asociadas a cada patrón de CI (Daoud et al., 2012; Joseph Hamill, Russell, et al., 2011). Mientras que los corredores con un CI de talón generan un pequeño y marcado pico en las fuerzas verticales de reacción del suelo, justo tras el CI, los corredores con un CI de metatarso o con la parte media del pie

no muestran tal pico de impacto, o es muy liviano (Goss & Gross, 2012a; D. E. Lieberman et al., 2010). El hecho de disminuir o eliminar el pico de fuerza vertical de reacción con el suelo, ha sido considerado por varios autores como un método potencial para reducir las lesiones articulares, especialmente en la rodilla (Goss & Gross, 2012a).

En este sentido, se han propuesto dos métodos para reducir la fuerza de impacto: incrementar el grosor de la mediasuela de las zapatillas de *running* con el objeto de atenuar la colisión del pie con el suelo, o correr descalzo (Joseph Hamill, Russell, et al., 2011). Por otro lado, parece que en poblaciones que utilizan zapatillas de *running* estándar, el arco del pie es incapaz de realizar dicha deflexión (i.e., rigidez del pie), lo cual se ha considerado como una de las causas fundamentales de lesión en estos colectivos (S. E. Robbins & Hanna, 1987).

A pesar de que en gran parte de la literatura se ha sugerido una menor incidencia de lesiones al correr descalzo o con zapatillas minimalistas en comparación con correr con zapatillas de *running* estándar (Goss & Gross, 2012b), Giuliani et al., (Giuliani, Masini, Alitz, & Owens, 2011), en un estudio de caso, reportaron dos casos de fracturas por estrés en el metatarso como consecuencia de cambiar las zapatillas de *running* estándar por zapatillas minimalistas, lo cual produjo una alteración en la biomecánica de carrera pasando de un CI de talón a uno con la parte media del pie (Giuliani et al., 2011).

Otros autores han demostrado que la carrera descalzo produce picos de impacto más elevados que la carrera con zapatillas de *running* estándar, y que ello puede traducirse en un mayor riesgo de lesión por sobreuso (Fong Yan et al., 2013). A similares conclusiones llegaron Paquette et al. (Paquette et al., 2013), que mostraron que el pico de impacto de las fuerzas de reacción con el suelo es mayor corriendo descalzo o con zapatillas minimalistas en comparación con correr con zapatillas de *running* estándar.

Otro de los mecanismos que puede estar implicado en las lesiones, o en el daño muscular retardado, son las oscilaciones verticales que soportan los músculos en actividades de impacto (e.g., saltos, carrera, etc.) (McComas et al., 1996). En este sentido, un reciente estudio de Enders et al. (Enders, von Tscherner, & Nigg, 2013) comparó la capacidad de amortiguación de los tejidos blandos durante la carrera con diferentes patrones de CI y en diferentes condiciones (i.e., calzado y descalzo con un patrón de CI de talón o de metatarso). Los autores concluyeron que para un patrón de CI de metatarso existe una

mayor capacidad de amortiguación al correr calzado, mientras que para un patrón de CI de talón se muestra una mayor capacidad de amortiguación al correr descalzo (Enders et al., 2013).

Una reciente revisión bibliográfica sobre correr descalzo llevada a cabo por Kaplan et al. (Kaplan, 2014), indica que a pesar de que no hay evidencia científica que confirme o refute que se mejore el rendimiento y se reduzcan las lesiones al correr descalzo, muchos de los inconvenientes que se asocian a correr descalzo no son apoyados por la bibliografía revisada. El mismo autor, tras la revisión, afirma que correr descalzo podría ser un método de entrenamiento para los corredores por sus posibles efectos en la minimización de los riesgos de lesión.

## Principales conclusiones

- A pesar del desarrollo tecnológico aplicado al calzado deportivo, entre el 19% y el 79% de los corredores se siguen lesionando en la actualidad.
- Las zapatillas de *running* estándar ofrecerían ventajas como el control del movimiento y amortiguación; sin embargo, este diseño de zapatilla facilita que el CI sea de talón debido a que condiciona la movilidad del tobillo en el momento del impacto.
- Son varios los estudios que han mostrado una menor incidencia de lesiones en aquellos corredores que tienen un patrón de CI de metatarso o con la parte media del pie.
- Una de las principales adaptaciones que mejoran la absorción del impacto y, por tanto, reducen la prevalencia de lesiones durante la carrera descalzo, se relaciona con la deflexión del arco medial longitudinal del pie cuando éste se somete a una carga; la cual está limitada en zapatillas deportivas en comparación con el pie descalzo.
- En un patrón de CI de metatarso existe una mayor capacidad de amortiguación al correr calzado, mientras que para un patrón de CI de talón se muestra una mayor capacidad de amortiguación al correr descalzo.
- Una rápida transición de zapatillas de *running* estándar a zapatillas minimalistas, provocaría una alteración biomecánica en la carrera y un mayor riesgo de lesiones.



## 2.6 LA BIOMECÁNICA DE LA CARRERA Y SU RELACIÓN CON EL RENDIMIENTO

**S**on muchos los factores que afectan al rendimiento en los deportes de resistencia. Entre los más importantes destacan tres parámetros (Joyner, 1991; Jones y Carter, 2000; Hauswirth y Lehénaff, 2001):

- El consumo máximo de oxígeno (VO<sub>2</sub>max) o potencia aeróbica máxima.
- La economía de movimiento o eficiencia energética.
- Los umbrales fisiológicos.

El VO<sub>2</sub>max se define como la máxima cantidad de oxígeno que los músculos activos son capaces de captar del torrente sanguíneo, transportar y utilizar durante un período de tiempo específico (Astrand y Rodhal, 1992). El VO<sub>2</sub>max se ha considerado un parámetro excluyente pero no determinante del rendimiento. Es decir, es necesario poseer unos valores mínimos que rondan los 70 ml/kg/min para poder alcanzar un nivel de élite, si bien lo normal en estos niveles es llegar a valores de entre 75 y 80 ml/kg/min (Foster y Lucía, 2007). Sin embargo, una vez alcanzados esos valores, el principal parámetro que determinará el rendimiento en deportes de resistencia será la economía de movimiento o eficiencia energética (Foster y Lucía, 2007).

En el ámbito de la carrera a pie, Saunders et al. (Saunders, Pyne, Telford, & Hawley, 2004) definen la economía de carrera (EC) como la demanda de energía para una velocidad de carrera submáxima determinada. También indican que existe una fuerte relación entre la EC y el rendimiento en las carreras de larga distancia, en las cuales la EC es un buen predictor del rendimiento. En este sentido, un menor consumo de energía a una intensidad submáxima indica una buena EC.

Son varios los factores que afectan a la EC (Figura 1). Además de los factores fisiológicos y antropométricos (D. Morgan et al., 1994), ésta también se ve afectada por variables biomecánicas (Saunders et al., 2004), desde un menor tiempo de contacto y de vuelo, con un mayor *stiffness* de la pierna y mayor preactivación de la musculatura posterior de la pierna (mayor flexión plantar de tobillo), lo cual hace que el CI se produzca con la rodilla en mayor extensión y con un apoyo situado debajo de la línea de la cadera y no tan adelantado en el momento del impacto (K. R. Williams & Cavanagh, 1987).

En la actualidad, se han encontrado resultados contradictorios que comparan los efectos de los diferentes patrones de pisada sobre la EC (Allison H. Gruber, 2009) (Slavin, 1992).

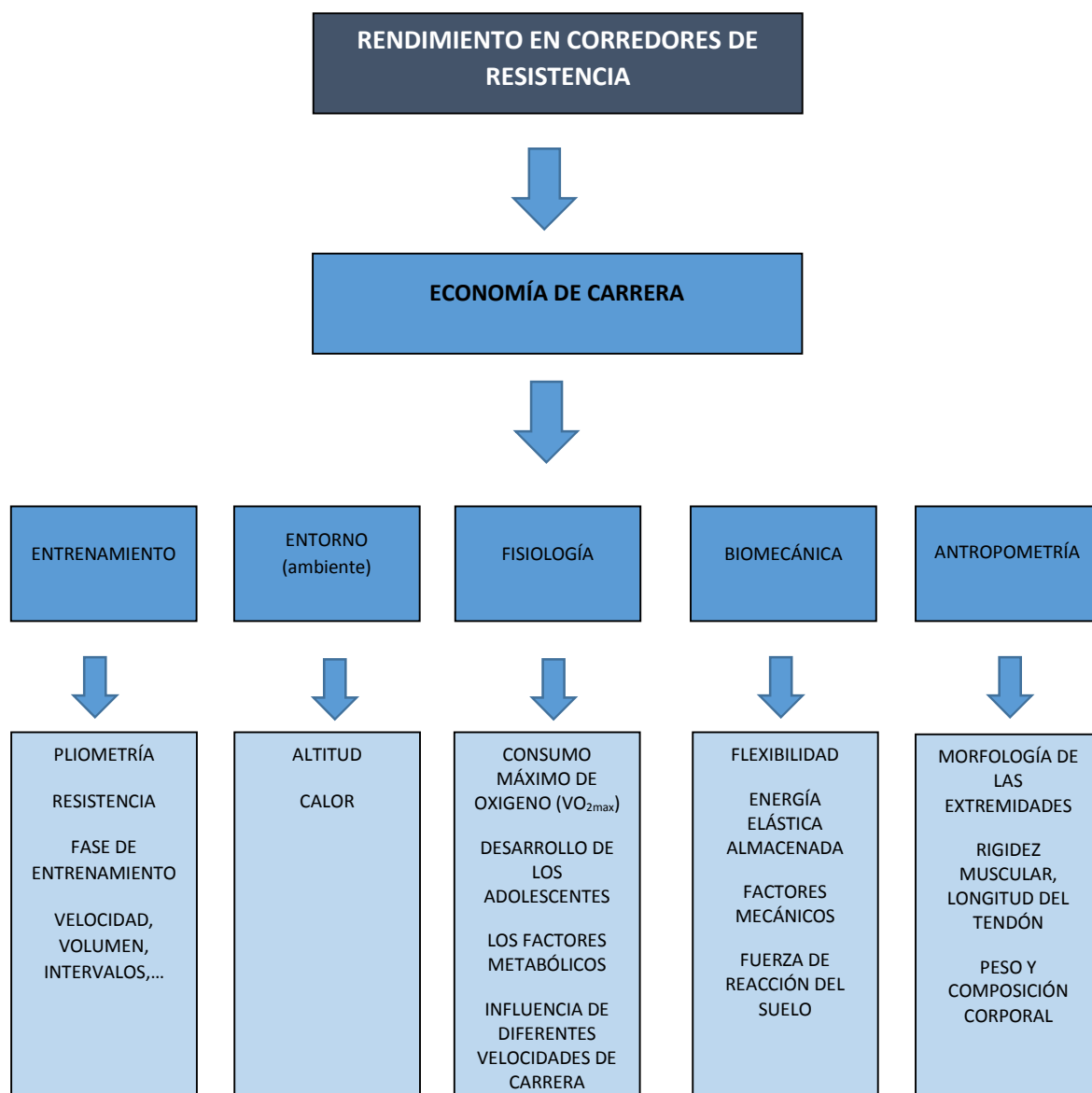


Figura 1. Factores que afectan a la economía de carrera.

Adaptado a partir de Saunders et al. (2004)

La mayoría de estos estudios no compararon la EC en corredores con CI de retropié y antepié; sin embargo, en un estudio más reciente (Perl, Daoud, & Lieberman, 2012) se ha descrito cómo después de controlar la frecuencia de zancada y la masa de la zapatilla, los corredores eran un 2,41% más económicos cuando corrían con calzado minimalista y realizaban un CI de antepié y un 3,32% cuando realizaban un CI con el retropié. En contraste, los autores destacan en sus resultados que el CI de antepié o de retropié no afectó al gasto energético ya sea con calzado minimalista o con calzado deportivo estándar.

El estudio citado anteriormente (Perl, Daoud, & Lieberman, 2012) concluye indicando que los corredores que utilizan calzado minimalista son modestamente, pero significativamente, más económicos que los corredores con zapatillas amortiguadas independientemente del tipo de CI, siempre y cuando se controle la masa de la zapatilla y la frecuencia de zancada (factores que se han destacado en apartados anteriores). Los autores coinciden con otras investigaciones al indicar como causa probable de esta diferencia el almacenamiento de mayor energía elástica y la liberación de ésta en la condición de calzado minimalista cuando se corre.

Todos los estudios e investigaciones citadas, evalúan la EC como mucho durante un intervalo de siete minutos, y es importantísimo tener en cuenta que carreras como los 10 km, media maratón y maratón se corren en tiempos que van desde los 26 min y las dos horas, en niveles de élite. Por ello, es importante evaluar la biomecánica de la carrera a ritmos específicos de competición y durante tiempos prolongados, ya que la EC se ve afectada por la biomecánica de carrera. Así lo demuestran una serie de interesantes estudios recientes llevados a cabo con atletas de élite, de subélite y con corredores populares.

Es necesario señalar que en el deporte de élite mundial, e incluso en el deporte amateur, las mejoras que se producen en el rendimiento son “modestas” (e.g., 2-4%) (Stephen A. Ingham, 2012); sin embargo, dichas mejoras son vitales para el éxito deportivo, siendo determinantes en la posibilidad de lograr una medalla en un gran campeonato o de mejorar la marca personal.

Hasegawa et al. (Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007) estudiaron los patrones de CI de los atletas durante una maratón, estableciendo el punto de evaluación en el kilómetro

15. Estos autores determinaron que el 74,9% de los atletas mostraban un patrón de CI con el talón, mientras que el 23,7% realizaban un CI con la parte media del pie y sólo un 1,4% con el metatarso. Además, a medida que incrementaba el nivel del atleta (i.e., menor tiempo de paso en el punto de evaluación) el patrón de CI de talón se reducía (i.e., 62%) e incrementaban los CI en el medio del pie y de metatarso (36% y 2%, respectivamente). De igual forma, conforme los corredores poseían menos nivel, los tiempos de contacto incrementaban. Por tanto, los autores concluyeron que los patrones de CI están relacionados con la velocidad (i.e., rendimiento) (Hasegawa et al., 2007).

Por su parte, Larson et al. (Larson et al., 2011) evaluaron los patrones de CI de corredores de resistencia recreativos y subélite en el km 10 de una medio maratón, determinando que el 88,9% de los corredores mostraron un patrón de CI de talón, el 3,4% en la parte media del pie y el 1,8% en el metatarso, mientras que el 5,9% mostró asimetrías en el CI. También demostraron que la mayoría de los corredores que iniciaron la carrera con un CI de antepié, cambiaron a un CI de retropié a mitad de la carrera (Larson et al., 2011).

El hecho de que el % de CI de talón fuese mayor respecto al estudio de Hasegawa et al. (Hasegawa et al., 2007) pudo ser debido a que la muestra estuvo mayormente compuesta por corredores recreativos (Larson et al., 2011). Además, parece que la fatiga influye decisivamente en la cinemática de carrera (Hunter & Smith, 2007) y, por tanto, en el patrón de CI, provocando una traslación de los CI de metatarso y de la parte media del pie hacia el talón a medida que avanzaban los km de la competición (e.g., diferencias entre los km 10 y 32 de una maratón) (Hunter & Smith, 2007).

En consonancia con los dos estudios anteriores, Kasmer et al. (Kasmer, Liu, Roberts, & Valadao, 2013) concluyeron que el 93,7% de los corredores de un maratón mostraron un patrón de CI de talón en el km 8,1. A medida que incrementó el rendimiento (i.e., mejor clasificación) los corredores tuvieron un menor CI de talón y más con la parte media del pie o de metatarso (Kasmer et al., 2013).

En conclusión, parece que el patrón biomecánico de carrera (i.e., CI) está condicionado, entre otros factores, por la velocidad de carrera (i.e., rendimiento o nivel del atleta) (Hasegawa et al., 2007) y el nivel de fatiga experimentado por el atleta (Hayes & Caplan, 2012; Tam, Astephen Wilson, Noakes, & Tucker, 2014).

## Principales conclusiones

- Un menor consumo de energía a una intensidad submáxima determinada indica una buena EC. En este sentido, parece que hay indicios que apoyan que correr descalzo mejoraría la EC.
- Parece que correr descalzo mejoraría la capacidad propioceptiva y aumentaría la fuerza de la musculatura del pie.
- El CI podría estar condicionado por la velocidad de carrera y el nivel de fatiga experimentado por el corredor.

## 2.7 EL CALZADO DEPORTIVO Y SU RELACIÓN CON LA ENERGIA ELASTICA Y EL RENDIMIENTO

Los homínidos evolucionaron para correr largas distancias, hace más de 2 millones de años (Bramble & Lieberman, 2004a), pero en las últimas décadas se han producido dos cambios importantes relacionados con la biomecánica de la carrera humana como se extrae del artículo de Perl et al. (Perl et al., 2012).

El primero es el calzado. Las sandalias o los mocasines comenzaron a utilizarse hace ya 50.000 años (Trinkaus, 2005), pero la zapatilla deportiva moderna con un tacón acolchado elevado, soportes para el arco plantar longitudinal interno, y una media suela rígida, fue creada a partir de la década de los 70 del siglo pasado.

El segundo cambio es que, probablemente, se haya modificado la forma de correr, especialmente en lo relacionado con la pisada y el calzado deportivo. Más del 75% de los corredores que utilizan zapatillas deportivas presentan un CI de retropié, en el cual el talón lo primero que contacta con el suelo (Altman & Davis, 2012a; Hasegawa et al., 2007); por el contrario los corredores que no hacen uso del calzado, o si recurren a zapatillas minimalistas, suelen tener un CI de antepié, en el que la parte anterior del pie apoya antes que el talón, o en ocasiones con el mediopié (i.e., plantígrado), caso en el que impactan el talón y la parte media del pie al mismo tiempo (De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000; D. E. Lieberman et al., 2010).

Si los humanos evolucionaron para correr descalzos, con mayor frecuencia realizando un CI de antepié, se deduce que la selección natural no adaptó el cuerpo humano para realizar un patrón de retropié en el calzado (D. E. Lieberman et al., 2010; Perl et al., 2012).

Una cuestión de interés es considerar si el calzado y el tipo de contacto durante la pisada en carrera afectan a la EC. Hasta la fecha, varios estudios han comparado la EC corriendo descalzo y calzado, pero con diferentes protocolos experimentales que no controlan todas las variables que podrían ser relevantes. Uno de los primeros estudios fue realizado por Burkett et al. (Burkett, Kohrt, & Buchbinder, 1985), pero no controlaron el patrón de CI, el calzado ni el peso del mismo. De hecho, otros autores demostraron que la masa de la zapatilla, afecta a la EC (Frederick, 1984), ya que los corredores fueron alrededor de un 1-2% más eficientes corriendo descalzos que calzados.

Resultados similares fueron obtenidos por Divert et al. (C Divert et al., 2008), quienes midieron la EC en diferentes condiciones (e.g. descalzo, con calcetines y calzado), Mostrando que los corredores eran un 3% menos económicos calzados y en calcetines, diferencia que fue interpretada como una consecuencia de la masa del calzado.

Lo que sí aporta el estudio de Divert et al. (C Divert et al., 2008) es que el 75% de los corredores estudiados no presentaban ningún pico de impacto, en la zona del talón, en condición descalza o con calcetines, lo que se interpreta como un cambio en la forma de correr y pasar de un patrón de retropié calzado, a uno de antepié en calcetines o descalzo.

Posteriormente, Squadrone y Gallozzi (Squadrone & Gallozzi, 2009a) realizaron una investigación similar pero utilizando, en este caso, corredores experimentados en la carrera descalza que fueron sometidos a diferentes condiciones. Además de la condición descalza y calzada con zapatillas estándar para correr, añadieron la condición de calzado minimalista (e.g., Vibram FiveFingers REI, Kent, WA). Los resultados fueron similares a los obtenidos por Divert et al. (C Divert et al., 2008), puesto que los corredores calzados fueron de entre un 1,3% y un 2,8% menos económicos cuando corrieron calzados. La peor EC en la condición calzado pudo venir determinada también por el tipo de CI, ya que en dicha condición corrieron con un patrón de CI de retropié, mientras que descalzos, o con calzado minimalista, el CI se produjo de mediopié o antepié.

En un artículo publicado en 2011, Hanson et al. (N. J. Hanson, Berg, Deka, Meendering, & Ryan, 2011) estudiaron la EC, en diferentes condiciones, con atletas que corrían habitualmente calzados, evaluándolos tanto en tapiz rodante como en la superficie de carrera habitual (e.g., pista de atletismo, asfalto, etc.), destacando que en la condición descalza eran un 3,8% más económicos, si bien no controlaron el peso del calzado ni el CI.

Hay varios factores que probablemente complican la interpretación de estos resultados. El más importante podría ser el peso del calzado, el cual aumenta el momento de inercia del miembro inferior al tener que desplazar esa masa adicional y, por tanto, incrementa el coste energético del balanceo de la pierna, que puede suponer el 20% del coste energético total durante la carrera (Marsh, Ellerby, Carr, Henry, & Buchanan, 2004; Myers & Steudel, 1985). De igual modo afecta la velocidad, puesto que corriendo, por cada 100 g de peso adicional en el calzado, el coste energético de transporte aumenta

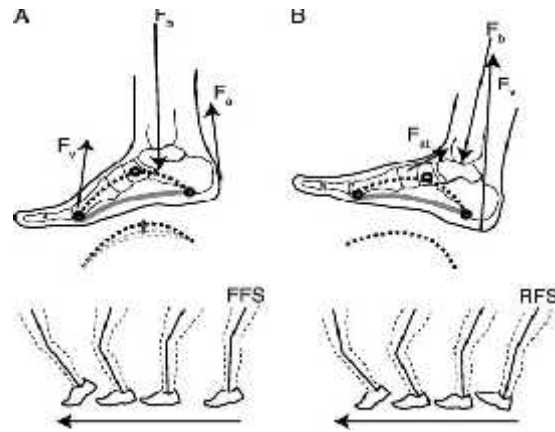
aproximadamente un 1% (Frederick, 1984). Este dato podría explicar lo que los artículos anteriormente citados indicaban, siendo el peso del calzado el responsable de que correr descalzo sea entre un 1% y un 3% más económico comparado con hacerlo calzado.

Otro factor a tener en cuenta, relacionado con la EC, es el tipo de apoyo o patrón de CI de la pisada, pues impactar de retropié o de antepié presenta unas pequeñas diferencias mecánicas en el binomio masa-resorte. Los tendones, los ligamentos y la fascia de la extremidad inferior almacenan energía elástica durante la primera fase de la pisada para, posteriormente, restituirla y liberarla durante la segunda fase, favoreciendo el impulso del centro de masas del cuerpo hacia arriba y hacia adelante. Estas estructuras, provenientes de los grandes simios, podrían ser usadas de manera más efectiva corriendo descalzo o con un CI de antepié a través de diversos mecanismos (Bramble & Lieberman, 2004a).

El primero de estos mecanismos hace referencia a la acumulación de energía elástica en el tendón del tríceps sural (i.e. tendón Aquileo), el cual es capaz de restituir aproximadamente el 35% de la energía mecánica que el cuerpo almacena con cada paso (R. M. Alexander, 1991; Ker, Bennett, Bibby, Kester, & Alexander, 1987). Esta particularidad puede ser debida a la variación en el almacenamiento y liberación de la energía elástica en los tendones. No obstante, tal y como se ha indicado, la fuerza inicial de reacción del suelo es inferior en un patrón de CI de antepié que en uno de retropié, ya que el patrón de CI de antepié crea un mayor momento de flexión dorsal externa alrededor del tobillo que es contrarrestado por un momento de flexión plantar interna del pie (Williams, Dorsey, & McClay, 2000). Por otra parte, momentos más elevados de dorsiflexión externos en patrones de CI de antepié provocan mayores contracciones del tríceps sural y, por lo tanto, mayor coste energético. El hecho de realizar esta flexión dorsal de manera más controlada durante un impacto de antepié, podría permitir mayor almacenamiento de energía elástica y su aprovechamiento, ya que el talón desciende sustancialmente con la dorsiflexión controlada, estirando el tendón de Aquiles, mientras que el tríceps sural se contrae de forma excéntrica o isométrica (Hof, Van Zandwijk, & Bobbert, 2002).



Además, tener el talón elevado (e.g., calzado con tacón alto) limita la flexión dorsal del tobillo, lo que puede disminuir la tensión del tendón de Aquiles corriendo calzado en comparación con hacerlo descalzo. Es razonable suponer que, corriendo con un patrón de CI de retropié, el tendón de Aquiles no se estire en gran medida en el momento del impacto y sí lo haga, principalmente, a partir de la dorsiflexión generada después del apoyo, en la fase de pie plano, una vez la tibia haya pasado sobre el pie. Por lo tanto, probablemente podamos



Extraído de Perl et al. (2012)

**Figura 2.** Fuerzas resultantes en el CI de antepié (A) y retropié (B).

argumentar que el tendón de Aquiles almacena y devuelve cual resorte más energía elástica en un patrón de apoyo de antepié que en uno de retropié, y más energía incluso cuando se corre descalzo o con calzado minimalista que con las zapatillas habituales. Sin embargo, un factor que podría tener un efecto adverso sobre la economía es la fuerza que el tríceps sural debe producir para contrarrestar los altos momentos del plano sagital en el patrón de CI de antepié en comparación con el de retropié (Figura 2).

Scholz et al. (Scholz, Bobbert, van Soest, Clark, & van Heerden, 2008), utilizando un modelo musculoesquelético, predijeron que la cantidad de energía almacenada en un tendón durante un movimiento dado depende, en mayor medida, del momento del brazo (i.e., palanca) que de las propiedades mecánicas del tendón, aumentando la cantidad de energía elástica almacenada a medida que el momento del brazo de palanca se hace más pequeño. De este modo, asumiendo una relación entre la restitución de la energía elástica y el coste energético de la carrera, un momento del brazo de palanca pequeño, debería estar asociado con una EC más eficiente.

Del mismo modo, Perl et al., en su artículo (Perl et al., 2012), destacan como causa probable de esta diferencia en la EC, el mayor almacenamiento de energía elástica y la liberación de ésta en las extremidades inferiores cuando se corre con calzado minimalista.

Relacionado con lo anterior, Raichlen et al. destacan en su artículo, en el que relacionan la longitud del calcáneo y la EC (Raichlen, Armstrong, & Lieberman, 2011), que las

recientes investigaciones sugieren que la EC está fuertemente relacionada con la longitud del del brazo de palanca del tendón Aquileo.

En su artículo Raichlen et al. afirman que existe una correlación entre la longitud del brazo de palanca del tendón Aquileo y la longitud del tubérculo calcáneo, no en la economía de la marcha, pero sí se correlaciona significativamente con la EC y explicaría una gran proporción de la variación (hasta el 80%) en la EC entre individuos. Los neandertales tenían el tubérculo del calcáneo relativamente más largo que los humanos modernos, lo que habría aumentado sus costos de energía de la carrera.

Un último factor a considerar al comparar la EC entre las condiciones de correr descalzo, calzado minimalista o zapatilla deportiva estándar es la frecuencia de zancada. Desde el estudio experimental de Cavanagh et al. (Cavanagh & Williams, 1982), que sitúa la EC ideal en corredores calzados a frecuencias de zancada de 170-185 pasos por min, independientemente de la pendiente, longitud de la pierna y la masa corporal, hasta el de Rixe et al. (Rixe et al., 2012), que destaca que realizar zancadas más cortas y más rápidas es un factor determinante para lograr una mayor eficiencia en la EC, la evidencia científica coincide en destacar las características de la zancada como un factor determinante. Otros artículos consultados (Burkett et al., 1985; C Divert et al., 2008; Squadrone & Gallozzi, 2009a) también han sugerido que estas características de estilo de correr descalzo con zancadas más cortas y las frecuencias de zancada más altas pueden contribuir a una reducción en las tasas de lesiones.

En este sentido, el propósito del estudio de Hanson et al. (N. J. Hanson et al., 2011) fue investigar el consumo de oxígeno corriendo descalzo comparándolo con el de correr calzado sobre tapiz rodante y sobre el suelo. Se indicó que la frecuencia cardíaca (FC) y la valoración del esfuerzo percibido fueron significativamente mayores en la condición calzado, concluyendo además que al 70% del consumo máximo de oxígeno, correr descalzo es más económico que correr calzado, tanto en la superficie habitual como sobre un tapiz rodante.

El artículo de Kram et al. (Kram & Franz, 2012), respondió al publicado por Hanson et al. (N. J. Hanson et al., 2011) unos meses antes. En la carta al editor, Kram et al. defendían que correr calzado no podía tener un 5,7 % de consumo máximo de oxígeno mayor que correr descalzo, achacando ese dato a errores en los procedimientos experimentales.

Esto estaba apoyado por lo que posteriormente publicaría Franz et al. (Franz, Wierzbinski, & Kram, 2012b), quienes justificaban que sólo dos de los siete estudios que comparaban el  $VO_{2max}$  en corredores calzados y descalzos habían encontrado una diferencia estadísticamente significativa a favor de correr descalzo. En este estudio, es importante destacar que los autores lo realizaron en un tapiz rodante, concluyendo que correr descalzo no ofrece ninguna ventaja metabólica en comparación con hacerlo con calzado minimalista o con mayor amortiguación.

Hanson et al. respondieron en otro artículo (N. Hanson & Berg, 2012) indicando que esa diferencia porcentual fue encontrada por ellos en una pista exterior, recalcando, en varias ocasiones en la respuesta, que su artículo (N. J. Hanson et al., 2011) fue el primer estudio del que ellos tuvieran constancia que había investigado las diferencias entre correr descalzo y calzado fuera de un laboratorio, para hacerlo en un entorno más real.

En base a lo referenciado a lo largo de este apartado, cabe destacar que son numerosos los estudios que coinciden al indicar que correr en tapiz rodante no es lo mismo que correr sobre el suelo o en pista (Keenan, Franz, Dicharry, Della Croce, & Kerrigan, 2011) (Riley et al., 2008a). Autores como Van Caekenberghe et al. (Van Caekenberghe et al., 2013) indican que es mecánicamente diferente, destacando que el tapiz rodante se asocia con una menor magnitud de la presión plantar máxima y una fuerza plantar máxima más baja en las zonas a estudio del pie (i.e., retropié, mediopié y antepié). Estos resultados sugieren que la distribución de la carga plantar durante la carrera en tapiz rodante no es la misma que la distribución de la carga plantar al correr sobre el suelo u otras superficies terrestres (Hong, Wang, Li, & Zhou, 2012).

## Principales conclusiones

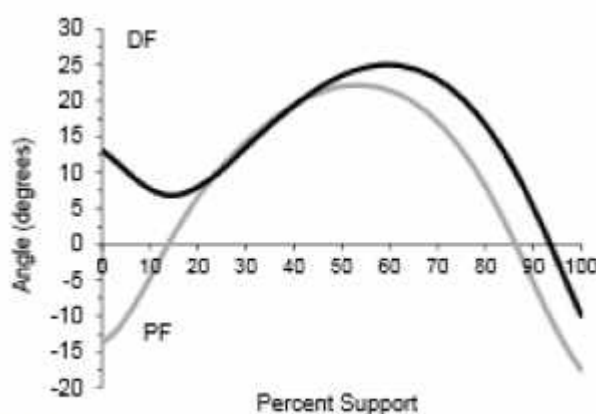
- El peso del calzado aumenta el momento de inercia del miembro inferior al tener que desplazar esa masa adicional y, por tanto, aumentaría el coste energético del balanceo de la pierna, que puede suponer el 20% del coste energético total de la carrera. Por ello, las investigaciones sugieren controlar el peso del calzado deportivo como otro factor relacionado con las lesiones y el rendimiento en la carrera.
- Las superficies por las que se corre habitualmente hoy en día no son las mismas que las de nuestros antepasados, lo cual podría condicionar la decisión de correr calzado o descalzo.
- Al realizar mayor flexión dorsal en el CI de antepié se genera mayor coste energético. El hecho de realizar esta flexión dorsal de manera más controlada durante un impacto de antepié podría permitir un mayor almacenamiento de energía elástica que, posteriormente, sería restituída.
- Podría existir una correlación entre la longitud del brazo de palanca del tendón Aquileo y la longitud del tubérculo calcáneo que afectaría a la EC.
- Correr descalzo con zancadas más cortas y frecuencias más altas pueden contribuir a una reducción en las tasas de lesiones y mejorar la EC.

## 2.8 CORRER CON UN CONTACTO INICIAL DE ANTEPIÉ O RETROPIÉ

En el apartado 2.3 *Biomecánica de la marcha y la carrera*, se describen en base al consenso de la bibliografía revisada (Daoud et al., 2012; D. E. Lieberman et al., 2010; Novacheck, 1998), los tres tipos de CI que se pueden realizar corriendo: CI de talón (i.e., carrera talón-dedos), CI de metatarso (i.e., carrera dedos-talón-dedos) y CI en la parte media del pie.

Diferentes autores describen el patrón de contacto inicial más repetido en diferentes pruebas. Hasegawa et al. (Hasegawa et al., 2007), en un estudio con atletas de fondo japoneses de élite que corrieron una media maratón, reportaron que el 75% de los corredores utilizaron un patrón de CI de retropié, mientras que el 23% presentó un CI de mediopié y sólo un 2% corrieron con una técnica de carrera y CI de antepié.

Analizando la cinemática del CI corriendo de retropié, en comparación con el de antepié, se observa como diferencia más destacable la posición de la articulación tibioperoneastragalina (i.e., tobillo) en el momento del CI del pie con la superficie (Figura 3). Corriendo con un patrón de CI de retropié, el tobillo parte de una flexión dorsal para posteriormente realizar una flexión plantar para llegar a la posición plantígrada del pie. Por el contrario, corriendo con un patrón de CI de mediopié o antepié, el tobillo parte de una posición de flexión plantar.



Extraído de Altman et al. (2012)

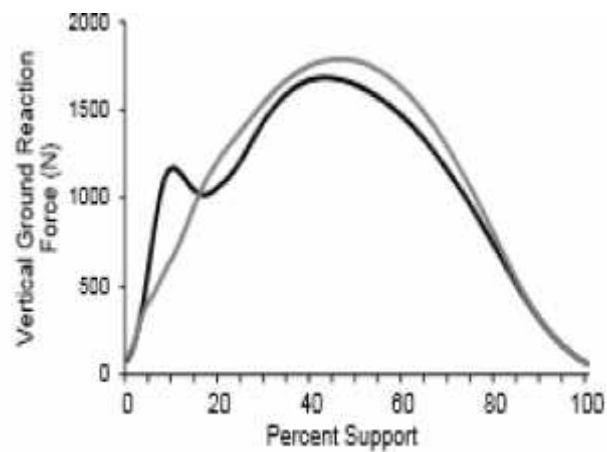
Figura 3. Ejemplo del rango articular experimentado en el tobillo en función del CI de retropié (negro) y antepié (gris) durante la carrera.

Hamill et al. (Joseph Hamill, Gruber, & Derrick, 2012) mostraron que corriendo con un patrón de CI de retropié es necesario que la articulación del tobillo se comporte de manera más rígida y que, por el contrario, la rodilla sea más flexible. Sin embargo, corriendo con un patrón de CI de antepié debe ser la del tobillo la articulación más flexible (*leg stiffness*) y la rodilla la que se comporte de manera más rígida. Por lo tanto, es importante destacar

que se necesitaría una reorganización de la rigidez de las articulaciones de la rodilla y el tobillo en aquellos corredores que quieran cambiar de un patrón de CI de retropié a uno de antepié. Esto implicaría un trabajo muscular específico para cada una de ellas, con la consecuente modificación de la técnica de carrera individual del atleta.

Los patrones de la pisada y la técnica de carrera, se adaptan en función de la superficie en la que se corre, el entrenamiento, el tipo de calzado y la estructura y/o biomecánica del cuerpo. En este sentido, las diferencias en la mecánica entre los patrones de CI del pie también están bien documentados (Altman & Davis, 2012a; Cavanagh & LaFortune, 1980; D. E. Lieberman et al., 2010; Williams et al., 2000):

Los diferentes autores indican que con una técnica o CI de retropié, se observa un pico de impacto muy definido en la fuerza de reacción vertical del suelo durante el CI, que precede el pico de propulsión (i.e., fase concéntrica) (Altman & Davis, 2012a) (Figura 4). Esto, se traduce en altas tasas de carga en el impacto inicial. Sin embargo, el CI de antepié atenuaría las fuerzas de impacto a través del trabajo excéntrico de la musculatura posterior de la pantorrilla, reduciendo



Extraído de Altman et al. (2012)

**Figura 4.** Ejemplo de las fuerzas de reacción del suelo experimentadas en función del CI de retropié (negro) y antepié (gris) durante la carrera.

significativamente la carga en el impacto inicial. Los corredores con un CI de mediopié suelen tener unos picos de impacto variables, si bien sus valores se encuentran situados entre los corredores de retropié y de antepié (Altman & Davis, 2012a).

Tener una técnica de carrera o de CI de antepié también se ha asociado con una longitud de paso más corto (Altman & Davis, 2012a; Diebal, Gregory, Alitz, & Gerber, 2012), y lo que conlleva que el pie aterrice más cerca del centro de masas del cuerpo. Esto reduce el brazo de palanca de la fuerza de reacción del suelo a las articulaciones de la cadera y de la rodilla. De hecho, un estudio realizado por Heiderscheit et al. (Heiderscheit et al., 2011) demostró que sólo disminuyendo un 10 % la longitud de zancada, aunque se ejecute con un CI de retropié, da como resultado una reducción significativa en la cantidad de

energía que absorben la cadera y la rodilla, disminuyendo de ese modo la carga a estas articulaciones. Del mismo modo, se ha señalado que pequeñas reducciones en la longitud de zancada disminuyen el pico de impacto y las tasas de carga (Hobara, Sato, Sakaguchi, Sato, & Nakazawa, 2012).

Una longitud de zancada menor parece beneficiar también a la estructura ósea. Así lo afirmaron Edwards et al. (Edwards, Taylor, Rudolphi, Gillette, & Derrick, 2009), indicando que la reducción de la longitud de la zancada en un 10% (mientras se mantiene la velocidad) reduce la probabilidad de sufrir una fractura de estrés en la tibia, a pesar del mayor número de contactos realizados al generar una cadencia superior.

Otro de los artículos que ha estudiado la posible relación entre la cadencia y las presiones plantares, por su posible (aunque no demostrada) relación con las lesiones por sobreuso, ha sido el de Wellenkotter et al. (Wellenkotter, Kernozek, Meardon, & Suchomel, 2014), quienes destacan que el aumento de la cadencia puede beneficiar a los corredores con lesiones por sobreuso que presentan una elevada presión plantar.

Un CI de retropié corriendo, está también asociado a un aumento de la carga de los músculos del compartimento anterior de la pierna, debido a la posición en flexión dorsal del tobillo en el momento de la pisada. Esto puede dar lugar a la hipertrofia de estos músculos y al aumento de la presión en el compartimento anterior (Kirby & McDermott, 1983) y dar lugar al denominado síndrome compartimental crónico de esfuerzo.

Por todo ello, es importante destacar, que el sistema aquíleo-calcáneo-plantar se verá afectado de diferente manera en función del CI, provocando una carga excéntrica del mismo durante la carrera de mediopié o antepié, y una mínima carga en el patrón de CI de retropié durante la atenuación del impacto en la fase de apoyo.

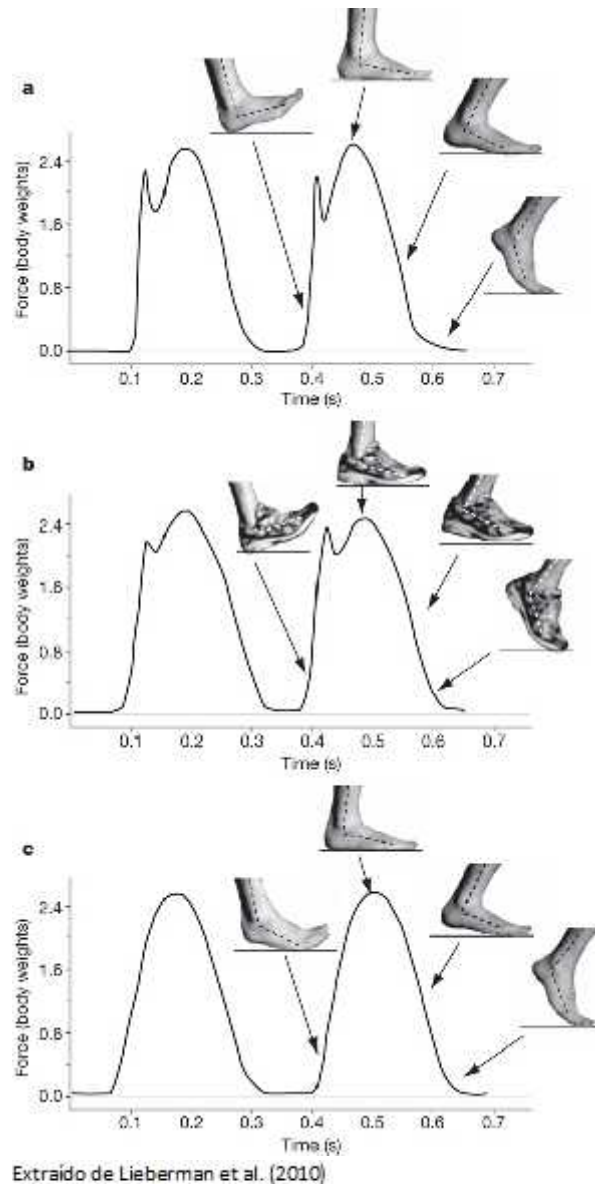
### 2.8.1 TASAS DE CARGA EN EL CONTACTO INICIAL DE ANTEPIÉ Y RETROPIÉ

En los estudios que utilizaron plataformas de fuerzas para analizar las tasas de carga y las fuerzas máximas de impacto vertical en el momento del CI, se observó que éstas son menores en los corredores que presentan un CI de antepié que los que realizan un CI de retropié. De modo similar, los corredores que corren descalzos presentan tasas de carga y fuerzas máximas de impacto vertical, en el momento del CI, menores en comparación con los que lo hacen calzados (Komi, Gollhofer, Schmidtbleicher, & Frick, 1987). También se ha sugerido que el aumento de los valores de las fuerzas son un factor de riesgo en lesiones producidas por la carrera a pie (Zifchock, Davis, & Hamill, 2006).

Otros artículos, como el de Lieberman (D. E. Lieberman et al., 2010), han destacado que un CI de antepié reduce la tasa de lesiones por sobreuso relacionadas con correr debido a la ausencia de un pico de fuerza inicial como consecuencia de la reacción vertical de la superficie (Figura 5).

La tasa de carga también parece ser diferente en función de si el patrón de CI de la pisada es de antepié o de retropié durante la carrera, tal y como se ha sugerido previamente (Milner et al., 2006). Se ha argumentado que una transición del patrón de CI de retropié hacia el antepié generaría una tasa de

carga menor y, por lo tanto, el riesgo de lesiones disminuiría. Sin embargo, estudios



**Figura 5.** Ejemplo de las fuerzas de reacción del suelo y la cinemática del pie corriendo descalzo y CI de retropié (a), corriendo calzado (b) y corriendo descalzo y CI de antepié (c).



recientes que citan Hamill et al. (Joseph Hamill & Gruber, 2012) han demostrado que esto puede no ser cierto.

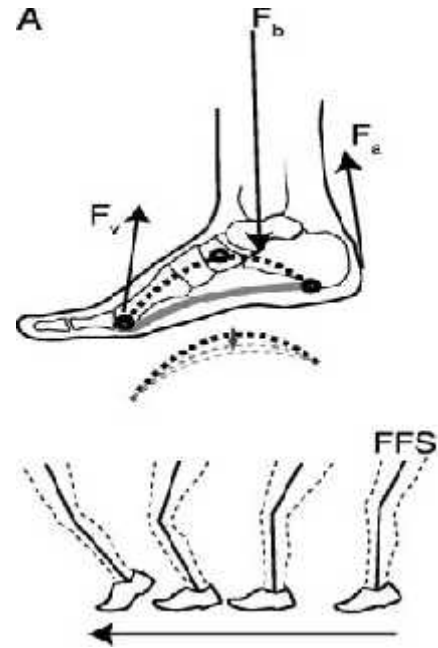
Estos autores indican en su estudio que los corredores con un patrón de CI habitual de antepié tienen una tasa de carga inferior a la presentada por los corredores habituales de retropié cuando los primeros corren con un patrón de CI de talón. Por el contrario, cuando se corre con un patrón de CI de metatarso o antepié, los corredores habituales de antepié presentan un índice de carga superior a los corredores que habitualmente lo hacen de retropié.

En estas investigaciones, según Hamill et al. (Joseph Hamill & Gruber, 2012), los autores también destacaron que durante la carrera con un patrón de CI de antepié, existían mayores tensiones en la tibia para ambos grupos. Sin embargo, otros estudios (Bredeweg & Buist, 2011) parecen indicar que no habría una relación entre las variables cinéticas y las lesiones producidas por la carrera a pie, independientemente del CI (Bredeweg & Buist, 2011).

En el caso de correr con un CI de antepié, se aumentan las cargas de la musculatura posterior de la pantorrilla (Daoud et al., 2012; Joseph Hamill, Russell, et al., 2011; Williams et al., 2000), principalmente como consecuencia del aumento del trabajo excéntrico de los flexores plantares. Además, correr con un patrón de CI de antepié se asocia con mayores velocidades de dorsiflexión durante la fase excéntrica de la marcha (Williams et al., 2000). Esto podría desembocar en una mayor tensión y deformación para el tendón Aquileo. Por último, impactar primero en la parte anterior del pie, sobre todo si se hace de forma pronunciada, puede aumentar la tensión sobre las cabezas de los metatarsianos.

Otra diferencia entre la biomecánica del patrón de CI de antepié y de retropié es la flexión de la rodilla. Los corredores que realizan un apoyo de retropié, normalmente en el momento del impacto lo hacen con el pie enfrente de la rodilla, la cual está menos flexionada, para ir realizando una mayor flexión durante el apoyo. En cambio, los corredores con un CI de antepié aterrizan inicialmente con la rodilla en ligera flexión (D. E. Lieberman et al., 2010), la cual se irá flexionando más a lo largo del apoyo para, posteriormente, extenderse durante las últimas fases de la pisada (Bishop et al., 2006).

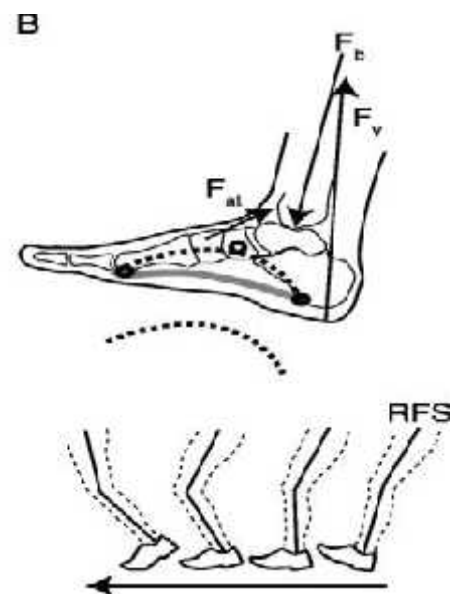
Otro aspecto diferente alude a que los corredores con un patrón de CI de antepié cargan inicialmente el arco en tres puntos de flexión (Figura 5A). En el momento que la parte anterior del pie contacta con la superficie, la fuerza de reacción del suelo se origina de manera ascendente y anterior, desde las cabezas metatarsales hasta el tobillo, otra fuerza de equilibrio lo hace hacia arriba y en sentido posterior, aplicada hasta el tobillo por el tendón Aquileo, mientras que una última fuerza se origina en sentido contrario, hacia abajo, aplicada por la masa del cuerpo a través del tobillo.



Extraído de Perl et al. (2012)

**Figura 5A.** Fuerzas experimentadas en un CI de antepié.

Por la contra, un corredor con un CI de retropié experimenta poca o ninguna compresión del arco en momento del impacto (Figura 5B), porque el arco está sometido a una fuerza de reacción del suelo en dirección ligeramente posterior al tobillo, donde se opone a la fuerza hacia abajo de la masa del cuerpo y a la fuerza de tibial anterior que se aplica cerca del vértice del arco, en la cuña medial. Probablemente estas fuerzas provoquen una rigidez al arco hasta el pie plano, evitando el almacenamiento elástico de cualquier energía que genere el impacto inicial. Por lo tanto, se puede concluir que el arco almacenará y permitirá recuperar más energía en el patrón de CI carrera de antepié que en el de retropié, y más aún en corriendo descalzo o con calzado minimalista.



Extraído de Perl et al. (2012)

**Figura 5B.** Fuerzas experimentadas en un CI de retropié.

## 2.8.2 INFLUENCIA DE LA SUPERFICIE EN EL TIPO DE CONTACTO INICIAL

La superficie por la que se corre influye en diferentes parámetros tales como el tipo de CI (Hatala et al., 2013) o la adaptación de las diferentes articulaciones en el momento del impacto (Altman & Davis, 2012b). Las superficies por las que se corre habitualmente hoy en día no son las mismas que las de nuestros antepasados (D. E. Lieberman et al., 2010). Correr descalzo no es un concepto nuevo, pero relativamente pocas personas optan por esta opción sobre las superficies actuales.

Según un estudio de Hamill et al. (Joseph Hamill, Russell, et al., 2011) que analizó corredores con CI de retropié, corriendo con zapatillas iguales pero con distintos grosores y también descalzos, los resultados indicaron que los corredores no alteraron su CI en las condiciones calzados (independientemente del grosor), pero sí cambiaron a un patrón de CI de antepié en la condición descalza. Este hecho podría indicar que la biomecánica del miembro inferior se adapta para utilizar la amortiguación natural del cuerpo, tal y como se recoge en el estudio de Heiderscheit et al. (Heiderscheit et al., 2011), con objeto de aterrizar más próximo al centro de masas y adaptarse a las fuerzas de reacción del suelo.

En un posterior artículo, Hamill et al. (Joseph Hamill, Gruber, Freedman, Brüggemann, & Rohr, 2011) informaban que la mayoría de los corredores cambiaban su CI de talón a uno de antepié cuando corrían descalzos sobre una superficie firme, pero mantenían su patrón de retropié cuando la superficie sobre la que se corría era más blanda, lo que indicaría que la superficie influye en el tipo de CI.

Del mismo modo, la superficie sobre la que se corre también afecta a la información sensorial que el pie recibe (Carolyn Divert et al., 2005a; S. E. Robbins & Hanna, 1987; S. E. Robbins et al., 1988), siendo mayor con el CI de antepié que como se ha indicado favorece el correr descalzo gracias a la interacción del pie directamente con la superficie y porque favorece acumular mayor energía elástica.

Esto coincide con lo indicado por Altman y Davis en su revisión (Altman & Davis, 2012b) al afirmar que cuando de repente se incrementa la carga, como puede suceder cuando se impacta en una superficie dura, la planta del pie proporciona información sensorial y una respuesta motriz de evitación, evidenciada a través de una rápida flexión de cadera,

acercando el centro de masas, tal y como se indicó en el estudio de Heiderscheit et al (Heiderscheit et al., 2011).

En cuanto a la relación de las lesiones con la superficie sobre la que se corre, en el estudio publicado por Kim et al. (Kim, Cho, & Choi, 2012) se encontró que el riesgo de lesiones, asociado con el impacto en el CI, se reduce a medida que los materiales de la superficie por la que se corre cambian desde el asfalto a la madera, por el hecho de que tanto la aceleración vertical máxima como la frecuencia central disminuyen de una a otra superficie. Además, se encontró que cuando la mayoría de la aceleración del impacto y la frecuencia era disipada en el talón, generaba que tampoco cambiara mucho desde el tobillo hasta la rodilla.

Importante destacar también, que los resultados de Hatala et al. (Hatala et al., 2013) indican que no todas las personas que corren habitualmente descalzas prefieren hacerlo con un patrón de CI de antepié, y sugieren que otros factores como la velocidad, el nivel y la frecuencia de entrenamiento, las propiedades mecánicas de la superficie en la que se corre y la distancia, influyen en la selección de los patrones de CI corriendo.

### 2.8.3 EL CONTACTO INICIAL Y SU RELACIÓN CON LAS LESIONES

**E**l correr calzado con un patrón de CI de antepié ha sido apoyado por un estudio reciente de Daoud et al. (Daoud et al., 2012). En este estudio retrospectivo con corredores de media y larga distancia, los autores analizaron los registros de lesiones durante un periodo de 6 años (i.e., 2006-2011) en 36 corredores que presentaron un CI de retropié y 16 corredores con un CI de antepié. El estudio mostró que las lesiones relacionadas con el sobreuso eran 2,5 veces más frecuentes en los corredores que impactaban con el talón (i.e., retropié) que en los que lo hacían con la parte delantera. También se destaca en el artículo que los dolores localizados en la espalda, los relacionados con las articulaciones de la cadera y la rodilla, así como las lesiones de estrés de la tibia, la fascitis plantar y las fracturas por estrés (con exclusión de los huesos metatarsianos) eran 2,7 veces más frecuentes en los corredores de retropié.

En un estudio muy reciente, Diebal et al. (Diebal et al., 2012) reclutaron 10 cadetes militares que fueron clasificados como corredores con CI de retropié y con síndrome compartimental crónico de esfuerzo. A todos ellos les había sido recomendada una intervención quirúrgica para realizarles una fasciotomía. En la investigación todos fueron sometidos a un programa de entrenamiento cuya finalidad era conseguir que pasaran de un patrón de carrera de retropié a uno de antepié. Tras ese periodo de tiempo, los sujetos calificaron su dolor por debajo de 10/100 en una escala visual analógica, mientras que en la valoración del compartimento tibial anterior la presión se redujo a la normalidad y los sujetos fueron capaces de aumentar significativamente la distancia de carrera. Las mejoras continuaron durante un año de seguimiento, siendo lo más destacable que todos los pacientes fueron capaces de evitar la cirugía.

Según la revisión de Altman et al. (Altman & Davis, 2012b), los estudios han demostrado una reducción en las lesiones por sobreuso en corredores calzados que realizaban el CI de antepié, en comparación con los que lo realizaban de retropié.

Como destacan Hamill et al. (Joseph Hamill & Gruber, 2012), a partir de todos estos datos, actualmente existe una corriente que aumenta día a día por parte de los corredores que quieren modificar su CI de retropié al de antepié, basándose en la creencia de que reducirán la probabilidad de lesionarse e incrementarán, simultáneamente, su rendimiento, a pesar de la controversia existente sobre esta hipótesis.

En relación al cambio de patrón del CI, la evidencia científica muestra lo siguiente. Kasmer et al. (Kasmer, Wren, & Hoffman, 2014) en su estudio sugieren que existe un daño muscular en el patrón de CI que no sea de retropié, por lo que recomiendan que los corredores (en su estudio corredores de ultramaratón) no deberían ser alentados a cambiar su patrón de CI para prevenir lesiones. En las conclusiones del artículo de Delgado et al. (Delgado et al., 2013) se indica que el cambio del CI de retropié al de antepié disminuye el rango de movimiento en la columna lumbar, mientras que la atenuación del choque fue mayor en el CI de retropié, el cual también fue percibido por los corredores como el más cómodo.

Del mismo modo, Daoud et al. (Daoud et al., 2012) indican que las fuerzas de reacción del suelo corriendo con un CI de antepié, comparado con el CI de retropié, podrían contribuir a reducir la tasa de lesiones sólo en aquellos corredores que habitualmente corran con un CI de antepié, lo cual pone en evidencia la importancia de la individualización y la progresión en la transición de un CI a otro, tal y como se tratará en sucesivos apartados.

En base a la bibliografía consultada, se puede concluir que existe una gran controversia sobre la eficacia de cambiar de un patrón de CI de retropié a otro de antepié, y de correr calzado a correr descalzo, pues todavía no hay evidencias ni datos claros que demuestren que estos cambios vayan a reducir las lesiones o alterar el rendimiento.

Un menor consumo de energía a una velocidad submáxima determinada es indicador de una buena EC. El más crítico con la idea de que correr con un patrón de CI de antepié es más económico que hacerlo con uno de retropié es el artículo de Gruber et al. (Gruber, Umberger, Braun, & Hamill, 2013), quienes indican que no hay diferencias en el consumo de oxígeno en función del CI. Como puntos fuertes de este estudio se destaca la utilización de corredores habituales que presentan ambos patrones de CI (e.g., 19 de retropié y 18 de antepié) y que ambos grupos realizan dos patrones de la pisada. Como puntos débiles podría señalarse que las pruebas son realizadas en tapiz rodante, a diferencia del estudio de Hanson et al. (N. J. Hanson et al., 2011). El principal hallazgo de este estudio fue que, entre corredores de retropié y antepié habituados y fieles a su CI, no parece haber ninguna ventaja especial de un grupo sobre otro en lo relacionado con la EC (Gruber, Umberger, et al., 2013). Otro aspecto que destacan Gruber et al. (Gruber, Umberger, et al., 2013) es que sus datos acerca de la tasa de oxidación de carbohidratos, apoyan la evidencia experimental anterior de que la mecánica del CI de retropié es característico de los corredores más económicos, debido al mejor aprovechamiento de los depósitos de glucógeno intramusculares, lo cual facilitaría la capacidad para sostener una carrera de resistencia más larga, por lo que en sus conclusiones sugieren que el CI de antepié no es más económico que el CI de retropié. Sería importante tener en cuenta la intensidad y velocidad de la carrera, porque tal y como se ha indicado en apartados anteriores, el CI de retropié es más lento que el CI de antepié.

Relacionado con la EC y el CI está el CEA y el consiguiente aprovechamiento de la energía elástica (i.e., binomio masa-resorte). La importancia de este factor ya ha sido comentada en un apartado anterior, poniendo de relevancia que este ciclo se potencia con un mayor CI de antepié como consecuencia de un mayor almacenamiento de energía elástica durante la fase de estiramiento (i.e. excéntrica) y mayor liberación durante la fase de restitución (i.e. concéntrica).

Otro de los factores relacionados con la EC y que condiciona el CI, es el calzado. Diferentes estudios han destacado el alto coste metabólico de correr con zapatillas pesadas (C Divert et al., 2008), el cual fue sólo debido al extra de masa inducido por el calzado y no debido a otra propiedad mecánica del calzado en sí. Otro de los aspectos

estudiados relacionados con el calzado es que al añadir masa al pie mientras se corre (e.g., el calzado) incrementa el  $VO_2$  comparado con no llevar calzado (N. J. Hanson et al., 2011). Los resultados del estudio de Hanson et al. (2011) mostraron que correr calzado no sólo causa un incremento en el  $VO_2$ , sino que también produce un aumento en la percepción subjetiva del esfuerzo, así como de la FC.

Lo que sí parece estar evidenciado es que el patrón de CI de antepié tiene una duración de contacto total de la pisada menor que el CI de retropié (Hayes & Caplan, 2012), lo que implicaría una mayor velocidad de carrera en los corredores de antepié comparados con los de retropié. También es necesario tener presente que la fatiga influye, pues en el estudio de Hayes et al. el tiempo de contacto en la primera vuelta, realizada en una pista de atletismo, de los corredores que presentaban un CI de antepié fue significativamente menor que el de la última vuelta, lo que podría reflejar el efecto de la fatiga, cuya importancia en el CI será comentada en sucesivos apartados.

Como conclusión, parece evidente que es necesaria más investigación para poder determinar cuál es el perfil de individuos que más se puede beneficiar de cada uno de los patrones de pisada.



## Principales conclusiones

- Al correr con un patrón de CI de retropié, el tobillo parte de una flexión dorsal para, posteriormente, realizar una flexión plantar y llegar a la posición de pie plano. Por el contrario, corriendo con un patrón de CI de mediopié o antepié, el tobillo parte de una posición de flexión plantar.
- Los patrones de CI durante la pisada se adoptan por diferentes razones, como la superficie, el entrenamiento (i.e., experiencia), el tipo de calzado y la estructura y/o biomecánica del cuerpo.
- Tener una técnica de pisada o un CI de antepié también se ha asociado con una longitud de paso más corto, lo que daría como resultado una reducción significativa en la cantidad de energía que absorben la cadera y la rodilla, disminuyendo de este modo la carga a estas articulaciones.
- Un CI de antepié reduciría la tasa de lesiones por sobreuso relacionadas con correr debido a la ausencia de un pico de fuerza inicial como consecuencia de la reacción vertical de la superficie.
- En el caso de correr con un CI de antepié, se aumentan las cargas de la musculatura posterior de la pantorrilla.
- El riesgo de lesiones, asociado con el impacto en el CI, se reduciría a medida que la superficie sobre la que se corre cambie de más dura a más blanda.
- En base a la bibliografía consultada existe una gran controversia acerca de la eficacia de cambiar el tipo de CI.

## 2.9 COMPORTAMIENTO DEL MIEMBRO INFERIOR CORRIENDO DESCALZO

Paralelamente al tema de actualidad: correr de antepié vs. correr de retropié, está el fenómeno de correr descalzo. Bramble y Lieberman (Bramble & Lieberman, 2004a) en su artículo publicado en *Nature*, afirmaban: “los seres humanos han nacido para correr”. En esa investigación sugieren que nuestra estructura corporal está significativamente influenciada por el hecho de que teníamos que correr para sobrevivir. Por lo tanto, muchos creen que la carrera está en nuestros genes. A pesar de estas conclusiones acerca de lo vital que ha sido correr para nuestra supervivencia, está claro que no hay datos que indiquen si existieron las denominadas lesiones por correr en estas primeras poblaciones de homínidos (Carrier et al., 1984).

Hoy en día se está extendiendo una creencia que considera que nuestros pies han evolucionado y disponen de todo lo necesario para correr sin condicionantes externos, véase el calzado, y que éste por lo tanto, debe ser diseñado de tal forma que permita al pie correr y moverse como lo haría sin él. De hecho, ha habido una sugerencia que correr sin la ayuda de modernas zapatillas de correr podría conducir a una reducción en la incidencia de las lesiones por correr (D. E. Lieberman et al., 2010). Sin embargo ha habido muchas afirmaciones hechas en ambos lados de la cuestión. Este debate acerca de correr calzado vs. correr descalzo genera muchas preguntas todavía sin respuesta.

Al correr descalzo, aquellos corredores que tienen un CI de retropié, suelen alterarlo para adaptarlo más a uno de mediopié o de metatarso, el cual podría estar condicionado e imposibilitado por el calzado al tener la zona del talón elevada y acolchada. Por lo tanto, nos encontramos ante un dilema: la modificación del CI basado en la creencia de minimizar las lesiones empañado por las ventajas o desventajas de correr calzado o descalzo (Joseph Hamill & Gruber, 2012).

Como se ha indicado en capítulos anteriores, correr descalzo favorece un CI de antepié, lo cual también se asocia con una reducción en la carga del impacto inicial y en la longitud de la zancada.

Al correr descalzo, además de favorecer el CI con el antepié, también proporciona mayor información sensorial (Altman & Davis, 2012a; Hsu, 2012) gracias a la interacción del

pie directamente con la superficie. Además, también favorece una mayor acumulación de energía elástica (Altman & Davis, 2012b; C Divert et al., 2005) en el arco plantar.

Corriendo descalzo y con un patrón de apoyo de antepié se aprovecha más la capacidad de almacenamiento de energía del arco plantar, que se observa por el aumento del movimiento vertical del arco durante el impacto (Perl et al., 2012). Esta elongación del arco se reduce, probablemente, al correr calzado con zapatillas que tengan arcos de apoyo en el medio pie y tacones elevados.

En una corriente contraria a lo reflejado anteriormente, se piensa que correr descalzo podría dar lugar a arcos caídos debido a la carga repetitiva de un pie sin apoyo, favoreciendo de este modo las lesiones. Por el contrario, Robbins y Hanna (S. E. Robbins & Hanna, 1987) demostraron un acortamiento del arco longitudinal interno después de un programa de 4 meses caminando y corriendo descalzo.

Del mismo modo, cuando se corre descalzo, la biomecánica de la rodilla y la cadera también se ven alteradas. En las articulaciones más proximales, Kerrigan et al. (D Casey Kerrigan et al., 2009a) reportaron que la flexión y aducción de la rodilla y la rotación externa de la cadera se reducían cuando se corría descalzo. Estos autores justifican estas disminuciones como consecuencia de la reducción de los brazos de palanca de las fuerzas que actúan en estas articulaciones. Por ello, al aumentar el trabajo en el tobillo y reducir la actividad en la rodilla corriendo descalzo, podría ofrecer potenciales beneficios para el tratamiento del dolor de la rodilla y sus lesiones y se debería considerar su uso en el entrenamiento y la rehabilitación (Bonacci et al., 2013).

Hay gran cantidad de bibliografía con respecto a cómo se comporta mecánicamente el miembro inferior durante la carrera descalza. Cabe destacar como se ha evidenciado a lo largo de distintos apartados, que correr descalzo fomenta un CI de antepié (Bishop et al., 2006; De Wit et al., 2000; C Divert et al., 2005; D. E. Lieberman et al., 2010). En corredores que tienen un CI de retropié, el impacto que debe atenuar la almohadilla de grasa bajo el calcáneo provoca que se deforme un 169% más cuando corren descalzos que con calzado deportivo (De Clercq, Aerts, & Kunnen, 1994). Otros autores como De Wit et al. (De Wit et al., 2000), explican que la diferencia entre los corredores calzados y descalzos radica en que estos últimos tienden a evitar el aterrizaje en su retropié para evitar lesión en el talón, ya que durante la carrera descalzo la almohadilla de grasa plantar

del talón se deforma en, aproximadamente, un 60,5% frente al 35,5% cuando se corre con calzado. Anteriormente ya se ha sugerido que la anatomía del pie y la superficie del talón son adecuadas para responder al impacto caminando, pero no para la atenuación de los impactos repetidos asociados con la carrera (S. E. Robbins & Hanna, 1987).

Al mismo tiempo, correr descalzo está asociado con una longitud de zancada más corta y mayor cadencia que haciéndolo calzado y con un patrón de CI de retropié (De Wit et al., 2000; C Divert et al., 2005; Joseph Hamill, Russell, et al., 2011). Como se indicó anteriormente, esto provoca que se reduzcan las cargas experimentadas por el miembro inferior del corredor, lo cual puede protegerlo de las lesiones relacionadas con el impacto sobre la superficie (Edwards et al., 2009; Heiderscheit et al., 2011; Hobara et al., 2012).

En el momento del impacto, en la condición descalza, el tobillo del corredor está en una ligera flexión plantar en comparación con la flexión dorsal que se realiza cuando se corre en condición calzado (Squadrone & Gallozzi, 2009a). Este tipo de CI en flexión plantar del pie cuando se está corriendo descalzo, podría hacer pensar que las presiones recibidas por los metatarsianos serían mayores, pero la investigación de Squadrone & Gallozzi refleja que son similares a las recibidas en condición calzado. Esto contradice lo indicado por Lieberman et al. en su artículo del año 2010 e indicado anteriormente.

Correr descalzo altera la mecánica de todas las articulaciones de la extremidad inferior. En la parte posterior del pie, los brazos de palanca de la fuerza de reacción vertical y mediolateral del suelo se reducen, reduciendo de ese modo el momento de eversión externa y también disminuyendo la tendencia a la pronación, tal y como se recoge en el libro "*Biomechanics of Running Shoes*" del autor Benno Nigg (Benno M. Nigg, 1986) donde también se indica que la mayoría del calzado de correr incrementa la velocidad y magnitud del movimiento en pronación comparado con correr descalzo. En apoyo de estos argumentos, De Wit et al. (De Wit et al., 2000) reportaron que los corredores redujeron significativamente la eversión del retropié en la fase inicial de la pisada corriendo descalzos en comparación con correr calzados.

Desde un punto de vista propioceptivo, parece evidente que estar descalzo permite la entrada de más información al sistema neuromuscular (Altman & Davis, 2012b). Shinohara y Gribble (Shinohara & Gribble, 2009) informaron de un mayor equilibrio estático cuando se está de pie con los pies descalzos en comparación con los calcetines.

Al igual que el uso de guantes en las manos, los calcetines probablemente filtran parte importante de la información sensorial que viene de los mecanorreceptores situados en nuestros pies.

Curiosamente, la sensibilidad posicional del tobillo puede mejorar también con los pies descalzos. Un estudio realizado por Squadrone y Gallozzi (Squadrone & Gallozzi, 2011) encontró que la propiocepción de la articulación del tobillo en posición estática mejoraba también cuando se trabajaba de manera descalza en comparación con la condición calzada. Midiendo estos valores propioceptivos y sensoriales, en un estudio dinámico, Rose et al. (Rose, Bowser, & McGrath, 2011) encontraron que la estabilidad dinámica durante un aterrizaje a una sola pierna, evaluado con el índice de estabilidad postural dinámica (Wikstrom, Tillman, Smith, & Borsa, 2005) fue mejor en los pies descalzos que en aquellos que utilizaban zapatillas de deporte estándar. Esto a pesar del hecho de que, como indican en su estudio, las zapatillas tenían una base más grande y, por lo tanto, mayor área de contacto e interacción suelo-calzado, que el pie descalzo.

Giuliani et al. (Giuliani et al., 2011) argumentan que correr descalzo fue el motivo de lesión de los dos casos analizados en su estudio; sin embargo, no ofrecen datos acerca de la biomecánica de los corredores, los patrones de entrenamiento y otros datos de interés para poder discernir acerca de la etiología de las lesiones reportadas.

En cuanto a lo relacionado con la biomecánica y los patrones de pisada de los corredores que corren habitualmente descalzos (i.e., en inglés *barefoot runners*), los estudios refieren que generalmente son corredores que presentan un CI de antepié y, por lo tanto, reducen las tasas de carga en comparación con la mayoría de corredores calzados, los cuales suelen tener un CI de retropié. Además del patrón de CI de antepié, los corredores que optan por hacerlo descalzos, suelen tener una longitud de paso menor, lo que implica una reducción de la tasa de carga en cada impacto. Por ello, esta combinación podría ser un factor preventivo y reducir la tasa de lesiones, pues la bibliografía consultada asocia las altas tasas de carga con numerosas lesiones relacionadas con la carrera a pie (Bowser et al., 2010; Milner et al., 2006; Pohl et al., 2009, 2008).

Sin embargo, parece que no todo son ventajas puesto que, como se ha indicado anteriormente, iniciar el contacto con la parte delantera del pie durante la carrera implica un incremento en la carga de la musculatura posterior de la pantorrilla y, por lo tanto,

aumenta el riesgo de las tensiones excesivas en la pantorrilla y la tendinitis del Aquileo (Joseph Hamill, Russell, et al., 2011; Williams et al., 2000). Además, un CI en la zona del antepié puede aumentar la carga de las cabezas de los metatarsianos. Sin embargo, la bibliografía revisada (C Divert et al., 2005; D. E. Lieberman et al., 2010; S. E. Robbins & Hanna, 1987) describe el momento de impacto del CI de antepié como muy suave y en ligera flexión plantar del tobillo, con el talón separado un poco del suelo justo antes de descender.

Correr con este tipo de CI más suave, que parece proporcionar el CI de antepié, sería ideal según autores como Williams et al., ya que demuestra que correr sin el impacto en el talón elimina, o cuanto menos atenúa, significativamente el impacto inicial y de transición (Williams et al., 2000); a pesar de que otros autores como Perry indiquen en su libro “*Gait Analysis: Normal and Pathological Function*” (J. Perry, 2010) que la zona del retropié atenúa mejor que el antepié los impactos gracias a la grasa plantar, la mayor superficie, y la finalidad de la misma. Además, si al correr con una técnica de CI de antepié también se intenta minimizar, en la medida de lo posible, la flexión plantar, se debería reducir de igual modo la carga posterior de la musculatura de la pantorrilla. También, en teoría, una menor inclinación del pie en la pisada puede reducir la carga de las cabezas de los metatarsianos, aumentando el área de superficie del pie en contacto, lo que se identifica como CI entre el retropié y el antepié; es decir, de mediopié.

### 2.9.1 LA SUPERFICIE Y SUS IMPLICACIONES AL CORRER DESCALZO

Una de las preocupaciones expresadas a menudo es que correr descalzo sobre superficies duras incrementará la carga de la extremidad inferior y que por tanto aumentará la posibilidad de lesiones. Sin embargo, al igual que se observa en la naturaleza que los animales retraen sus extremidades justo antes del contacto con el suelo (Seyfarth, Geyer, & Herr, 2003), algunos estudios señalan que al aterrizar en superficies más duras, los corredores reducirían su rigidez en las piernas (Ferris, Liang, & Farley, 1999). También se apunta que con la práctica gradual de correr sobre superficies duras, es posible que el corredor pueda entrenar las piernas para adaptarse a estas superficies puesto que el aumento de la rigidez articular de la extremidad inferior durante la marcha se ha identificado como un factor de riesgo en las lesiones por sobreuso la carrera a pie (Altman & Davis, 2012b).

Los corredores deben ajustar la rigidez de su pierna de apoyo para acomodarse a la dureza de la superficie durante una tirada larga o rodajes largos (Ferris et al., 1999). Para ello, utilizan una combinación de estrategias que incluyen la autoestabilización puramente mecánica y el control neuromuscular activo (Grimmer, Ernst, Günther, & Blickhan, 2008).

Lo que parece evidente, es que correr descalzo expone claramente la superficie de la planta del pie a las lesiones. Sin embargo, algunos estudios aseguran que la superficie de la planta del pie es muy adecuada para la locomoción descalza. Puede tolerar hasta un 600% más cargas de abrasión que la piel del muslo, por ejemplo (S. Robbins, Gouw, McClaran, & Waked, 1993). De igual forma, como se desprende del artículo de Naemi et al. (Naemi & Chockalingam, 2013), las propiedades mecánicas de la interacción entre el cuerpo humano y el suelo desempeñan un papel importante en la atenuación del impacto del pie durante la locomoción. Esta interacción se compone de los tejidos blandos del pie y los materiales del calzado, que actuarían juntos como un sofisticado sistema de suspensión con propiedades viscoelásticas.

Tal y como recogen Altman y Davis en su revisión (Altman & Davis, 2012b) cuando de repente se incrementa la carga, como puede suceder cuando se impacta en una superficie dura, la planta del pie proporciona información sensorial y una respuesta motriz de evitación, indicada a través de una rápida flexión de cadera. Esto se traduce en una

respuesta rápida de descarga o amortiguación, que es protectora, como cuando pisamos algo como una pequeña piedra (S. E. Robbins et al., 1988). Sin embargo, es indiscutible que correr descalzo expone al pie a mayores riesgos dérmicos como cortes, magulladuras y abrasiones haciéndolos más vulnerables.

El correr descalzo o con calzado minimalista, sobre todo en superficies duras o ásperas, favorece un CI de antepié, lo que a diferencia del patrón de retropié, provoca que no se genere un gran pico de impacto lo cual es doloroso si no se tiene un calzado que esté diseñado con un tacón acolchado que reduzca unas siete veces la tasa de carga del impacto (Cavanagh & Lafortune, 1980; Ker et al., 1987; D. E. Lieberman et al., 2010; M R Shorten, 1993). Elevar el talón o *drops* elevados, en inglés, (i.e., la diferencia de grosor entre la suela en la zona de apoyo del talón y la zona del antepié y dedos) también predispone a que el corredor tenga un CI de retropié aunque el pie realice una ligera flexión plantar, facilitando una zancada más larga y eliminando la dorsiflexión controlada por los flexores plantares durante el aterrizaje.

Recordando el estudio realizado por Kim et al. (Kim et al., 2012) en el que se encontró que el riesgo de lesiones, asociado con el impacto en el CI, se reduce a medida que los materiales de la superficie por la que se corre cambian desde el asfalto a la madera, pone de manifiesto la importancia de la superficie al correr descalzo.

Del mismo modo, se ha comprobado que a medida que la velocidad de carrera aumenta, la rigidez de la pierna se mantiene constante (Brughelli & Cronin, 2008). En la revisión bibliográfica llevada a cabo por Serpell et al. (Serpell, Ball, Scarvell, & Smith, 2012) se indica que la investigación acerca de la influencia de la rigidez en el cuerpo humano ha crecido de manera exponencial; probablemente debido a la relación entre la rigidez y el rendimiento deportivo, y una posible relación entre la rigidez y la lesión deportiva. No obstante estos autores concluyen que es necesaria más investigación y homologar la terminología y los procedimientos.



## 2.9.2 TRANSICION DE CORRER CALZADO A CORRER DESCALZO

Uno de los mayores factores de riesgo, al menos desde un punto de vista teórico, a la hora de correr descalzo es correr mucho, muy rápido y sin una adaptación progresiva. El cuerpo debe tener tiempo para adaptarse a la nueva carga y sensación que se está experimentando y de la que hemos hablado anteriormente.

Los corredores que presentan un CI de retropié y que habitualmente corren con calzado muy amortiguador y de tacón alto (e.g., 10-12 mm de *drop*), no deben pasar a hacerlo descalzos, o con calzado minimalista de *drops* bajos (e.g., 0-2 mm), poco estables, sin amortiguación y con poco control manteniendo además su kilometraje actual. Es fundamental que sigan un programa de técnica de carrera orientado a cambiar de manera progresiva su patrón de apoyo y se adapten al nuevo calzado (Altman & Davis, 2012b).

Se necesita tiempo para mejorar la musculatura de la pierna y del pie, al igual que para adaptarse a las sensaciones plantares percibidas corriendo descalzo (Jenkins & Cauthon, 2011; S. E. Robbins & Hanna, 1987). Rothschild (Rothschild, 2012) explica en su artículo que el principal inconveniente al que se enfrentan los corredores, asociado al cambio de CI, es el dolor en la pierna y el pie.

Con el objetivo de simular los patrones biomecánicos y el CI de correr descalzo, así como prevenir lesiones, ha nacido el fenómeno del calzado minimalista; aunque existe controversia acerca de si lo consigue realmente, tal y como argumentan Bonacci et al. en un artículo publicado recientemente (Bonacci et al., 2013).

Autores como Heiderscheit et al. (Heiderscheit et al., 2011) indican que la transición a correr descalzo debe buscar como objetivos acortar la zancada con el consiguiente aumento de la cadencia, realizar un CI más cerca del centro de masas y evitar vibraciones que repercutan en toda la musculatura y articulaciones del miembro inferior (flexión de rodilla). Por ello, parece que más que una transición de correr calzado a correr descalzo, se trata de una transición a correr utilizando la amortiguación natural del cuerpo.

La bibliografía revisada, insiste constantemente en que se necesita más investigación y, al mismo tiempo sugiere áreas para estudios futuros.

### 2.9.3 CORRER DESCALZO COMPARADO CON CALZADO MINIMALISTA

Como consecuencia de la moda por correr simulando la condición natural de la carrera descalzo, han salido al mercado multitud de modelos de calzados llamados minimalistas. Casi todas las principales empresas de calzado comercializan en la actualidad un calzado “descalzo” o “minimalista”. Rothschild (Rothschild, 2012) realizó encuestas por internet a 6082 corredores, destacando que el principal factor de motivación para correr descalzo o con zapatillas minimalistas fue prevenir futuras lesiones.

Algunos de los calzados de este estilo más utilizados recientemente son el Vibram Five Finger (Vibram, Albizzate, Italia), Nike Free (Nike, Inc., Beaverton, Oregon, EE.UU.), Saucony Kinvara (Saucony, Inc., Lexington, MA, EE.UU.), y New Balance Minimus (New Balance, Boston, MA, EE.UU.) (Rothschild, 2012). Sin embargo, todavía no está claro si realmente imitan el correr descalzo (Bonacci et al., 2013).

En los datos complementarios del artículo de *Nature* escrito por Lieberman et al. (D. E. Lieberman et al., 2010), los autores informan sobre un estudio de entrenamiento usando las zapatillas Vibram Five Finger. De los 14 corredores, 10 de ellos comenzaron un programa de entrenamiento con un CI de retropié. Después de 6 semanas de entrenamiento, todos los corredores impactaban con menor dorsiflexión y cinco de ellos mantenían ese CI. Sin la retroalimentación sensorial entre la planta del pie y la superficie sobre la que se corre, según lo propuesto originalmente por Robbins y Hanna (S. E. Robbins & Hanna, 1987), el corredor no tendría una “visión o control” neuronal completo para conseguir un CI de antepié. Estos resultados también sugieren que incluso la suela exterior de goma puede ofrecer cierta protección al talón para que puedan aterrizar en él. Además, es posible pensar, como argumentaron Ferris et al. (Ferris et al., 1999) que los corredores son capaces de ajustar sus patrones de pisada en función de la superficie sobre la que corren, suavizando sus CI al impactar en superficies duras (Altman & Davis, 2012b).

Otra de las teorías que argumentan los defensores del calzado minimalista es que al no ofrecer ningún tipo de apoyo al pie, se aumenta la demanda sobre la musculatura del pie y el tobillo. Así se extrae de la investigación de Bruggemann et al. (Bruggemann, Potthast, Braunstein, & Niehoff, 2005) que estudiaron dos grupos de 25 corredores durante 5 meses. Uno de los grupos calentaba durante 20 min con un calzado minimalista del

momento (modelo Nike Free 3.0) y, posteriormente, corrían con su calzado habitual no minimalista. Por el contrario, el otro grupo calentaba y corría con su calzado normal, sin usar las zapatillas minimalistas. El resultado después de cinco meses de control y seguimiento, fue que el grupo que calentaba con las zapatillas minimalistas mostraba un aumento significativo en el área de sección transversal de algunos de los músculos intrínsecos y extrínsecos del pie y el tobillo, lo que se considera una indicación de fortalecimiento. Sin embargo, en un estudio reciente Blaise et al. (Blaise, Wurzing, & Segal, 2012), después de estudiar mediante resonancia magnética la musculatura intrínseca del pie en condición calzada y descalza, sugieren que correr descalzo podría no implicar el fortalecimiento de los músculos intrínsecos del pie, sino que los músculos extrínsecos del pie pueden desempeñar un papel más importante en el control del movimiento de éste que los intrínsecos durante la carrera.

Como se ha indicado, según el estudio de Rothschild (Rothschild, 2012), el principal motivo para los corredores a la hora de descalzarse para correr es prevenir lesiones. Sin embargo, mientras que el 75% de los corredores encuestados declararon interés en correr descalzos o con calzado minimalista, sólo el 36% de los encuestados por Rothschild lo había intentado. La barrera más frecuente era el miedo de una posible lesión. El riesgo de lesión es, de hecho, el aspecto del calzado minimalista y del correr descalzo (i.e., *barefoot running*) con la menor evidencia científica.

En los foros de internet existen multitud de corredores que aseguran haberse olvidado de sus lesiones “tirando” su calzado. Al igual que podemos encontrar el mismo número de personas que señalan que el hecho de correr descalzo o con calzado minimalista como su principal motivo de lesión. Por todo ello es necesario poder realizar estudios controlando las lesiones para conocer mejor su etiología.

A pesar de las afirmaciones existentes sobre los beneficios de correr descalzo para la prevención de lesiones relacionadas con la carrera a pie, (S. E. Robbins & Hanna, 1987) la realidad es que la mayoría de los corredores utilizan zapatillas en las competiciones. Esta propuesta alternativa a correr sin ningún tipo de dispositivo en el pie, denominado calzado "minimalista", que tienen un perfil más bajo, una mayor flexibilidad, reducción de la diferencia de altura talón-antepié (i.e., *drop*) y carecen de control de movimiento y las características de gran amortiguación de las zapatillas deportivas convencionales para correr. A pesar de la gran cantidad de modelos de calzados minimalistas en el mercado

hay poca evidencia para apoyar la idea de que la biomecánica de la carrera con una zapatilla minimalista es diferente a la de una zapatilla deportiva convencional y/o similar a correr descalzo.

En apartados anteriores se han analizado varios estudios que comparaban la dinámica de correr descalzo con la de correr calzado (De Wit & De Clercq, 2000; De Wit et al., 2000; Carolyn Divert et al., 2005a; D Casey Kerrigan et al., 2009a; D. E. Lieberman et al., 2010) y sus principales efectos en parámetros biomecánicos que afectan a la carrera. Los hallazgos más sólidos son una reducción de la longitud de la zancada, la menor flexión dorsal del tobillo en contacto inicial y el cambio de CI de retropié a uno de mediopié o antepié cuando se corre descalzo en comparación con calzado. Del mismo modo, otros hallazgos incluyen una reducción de la flexión (Perl et al., 2012) y de los momentos articulares de la rodilla (D Casey Kerrigan et al., 2009a) en la posición de los miembros inferiores al correr descalzo en comparación con el correr calzados. Sin embargo, la pregunta pertinente en este sentido sería, ¿se pueden extrapolar estos datos a correr con zapatillas minimalistas?

Estos estudios dan una idea de las diferencias mecánicas entre correr con una zapatilla deportiva convencional y descalzos, pero no proporcionan ninguna información con respecto a la biomecánica corriendo con calzado minimalista. Hasta el momento, sólo un estudio ha analizado el comportamiento biomecánico de los pies corriendo descalzos en comparación con hacerlo usando calzado minimalista, pero sólo estudió la cinemática en plano sagital y con una muestra pequeña (i.e., ocho corredores en un tapiz rodante) (Squadrone & Gallozzi, 2009a). Este estudio destacó que los ángulos de contacto del tobillo con el tapiz rodante, tanto corriendo descalzo como con calzado minimalista, eran similares entre sí. Sin embargo, los estudios de Nigg et al. y Riley et al. (B M Nigg, De Boer, & Fisher, 1995; Riley et al., 2008b) demostraron que los datos cinéticos y cinemáticos del tobillo durante la carrera en tapiz rodante no son del todo representativos ni extrapolables a correr en otra superficie como asfalto, tartán o tierra.

Por otra parte, otras investigaciones (Noehren, Davis, & Hamill, 2007; T.M. Willems et al., 2006, 2007) han determinado que las alteraciones de la movilidad articular en los planos frontal y transversal se asocian con lesiones por sobreuso en corredores.

Según Bonacci et al. (Bonacci et al., 2013) y en base a las conclusiones extraídas, el calzado que se comercializa como minimalista podría no reproducir los parámetros biomecánicos que se realizan corriendo descalzo. Además, en comparación con las zapatillas habituales de un corredor, las minimalistas sólo tendrían un mínimo efecto en los corredores altamente entrenados o con una técnica de carrera muy depurada.

Lo que sí parece estar evidenciado es que el calzado minimalista abre una posible ventana terapéutica al haberse observado la reducción de los momentos articulares y el trabajo realizado en la rodilla al correr con los parámetros biomecánicos y el CI presente al correr descalzo, pero con mayor protección al correr con el minimalista, ya que podría ofrecer potenciales beneficios para el tratamiento del dolor de la rodilla y sus lesiones (Bonacci et al., 2013). Pero el propio Bonacci reconoce entre las limitaciones de su estudio, que la muestra de corredores eran atletas que corrían habitualmente calzados y la zapatilla minimalista utilizada era de las más amortiguadas del mercado.

En vista de estas limitaciones en los estudios revisados, que la metodología no fue homogénea y el reciente interés en estos diseños minimalistas, se consideran necesarias más investigaciones para comprender mejor los efectos mecánicos de correr descalzo y con calzado minimalista.

## Principales conclusiones

- Correr descalzo favorece un CI de antepié, lo cual también se asocia con una reducción en la carga del impacto inicial y en la longitud de la zancada.
- Parece que el tipo de calzado y el CI, tienen efectos independientes en la EC después de controlar la frecuencia de la zancada, el tipo de calzado previo y la masa (i.e., peso) de la zapatilla.
- Los corredores con un patrón de CI de antepié podrían ser más económicos que los corredores de retropié, independiente del calzado, porque almacenan más energía elástica en el tendón de Aquiles y, posiblemente, en el pie.
- Las mejoras en la EC al realizar un CI de antepié pueden tener como consecuencias mayores costes de contracción para el tríceps sural y los músculos intrínsecos del pie que al realizar un CI de retropié.
- El consumo energético en la carrera se correlaciona negativamente con cuánto se estira el arco del pie y el tríceps sural y positivamente con la flexión de rodilla.
- Parece que el calzado minimalista y el entrenamiento de la técnica de carrera pueden servir como nuevos métodos para reducir la incidencia de las lesiones por sobreuso en la carrera.
- No existe evidencia científica que confirme o refute que se mejora el rendimiento y se previenen lesiones corriendo descalzo.
- Existe controversia sobre la eficacia de correr descalzo en lugar de hacerlo calzado o con un calzado minimalista y su asociación con el índice de lesiones. Por ello, se requiere más investigación basada en resultados.

## 2.10 EL CALZADO DEPORTIVO DE *RUNNING*

Independientemente de por qué empezamos a correr, comenzamos claramente corriendo descalzos. El primer ejemplo de calzado fue descubierto cerca de Fort Rock (Oregón, EE.UU), y se remonta a más de 10.000 años. Estos zapatos fueron construidos con una superficie plana de artemisa tejida con un vendaje para evitar erosiones en los pies. Su función era simplemente para proteger la superficie inferior del pie. Como podemos observar la principal función del calzado fue la de preservar la salud del pie y prevenir lesiones, no la de rendimiento o la mejora de marcas como actualmente se busca.

El calzado de correr ha evolucionado significativamente desde los primeros prototipos. Hasta el auge de correr en la década de 1970, cuando se produjo una participación masiva en pruebas de larga distancia, las zapatillas fueron construidas a partir de materiales flexibles unidos a una suela de poco grosor. Pero fue a partir de ese momento cuando la zapatilla deportiva se popularizó con el objetivo de prevenir y controlar las enfermedades crónicas no transmisibles (causadas por el sedentarismo principalmente) (Noakes & Opie, 1976) y marcó el comienzo de la era de la zapatilla deportiva moderna. Actualmente, las zapatillas para correr se diseñan pensando en la amortiguación y estabilización, así como destacando en su publicidad la comodidad, la protección de lesiones, y la corrección de los patrones de movimiento (e.g., pronación y supinación). Esto nos lleva a una pregunta importante. Si realmente hemos evolucionado para correr y las zapatillas de hoy en día amortiguan y controlan nuestro CI y estabilizan el pie, ¿por qué todavía los corredores se siguen lesionando en la actualidad?

Es lógico pensar que factores como el medio ambiente y las superficies, la comida y el tipo de entrenamiento afectan de manera importante, pero se ha sugerido que nuestro calzado de correr puede haber desempeñado un papel importante. Se ha aludido que las características de amortiguación del calzado moderno alteran la forma en que corremos y que las funciones de control pueden limitar el movimiento natural de nuestros pies. Los defensores de las zapatillas modernas creen que se necesitan estas características de amortiguación y control de movimiento con el fin de protegernos de una lesión. Sin embargo no se observan cambios en la incidencia de lesiones cuando el corredor escoge el calzado en base a la estructura de su pie (Knapik, Brosch, et al., 2010; Knapik et al., 2009; Knapik, Trone, et al., 2010; Richter, Austin, & Reinking, 2011).

En un primer análisis, se podría indicar que correr se caracteriza por la repetición de un gran número de movimientos cíclicos, con muy pocas variaciones (Malisoux et al., 2013). En base a esto, se extrae que la mayoría de las lesiones relacionadas con la carrera a pie son lesiones originadas por microtraumatismos continuos y acumulativos y, por lo tanto, podrían ser clasificadas como lesiones por sobreuso (Hreljac, 2004), las cuales se originan cuando se aplican compresiones repetitivas sobre un hueso, un tendón o un músculo que se daña como consecuencia de estos micro impactos y se le suma la falta de tiempo para repararse (Hreljac, 2004); y en medio de este proceso se encuentra el calzado deportivo, por ello es importante entender cómo la zapatilla deportiva moderna ha evolucionado y lo que ha aportado.

La zapatilla específica para *running* más antigua que se conoce se desarrolló en la década de 1890 por JW Foster and Sons (Reebok , Canton, MA) («History Of Running Shoes», s. f.).

La “*Foster Running Pump*” (bomba de correr Foster) (Figura 6) era una zapatilla fabricada en cuero, muy básica y con los clavos en la parte delantera del pie. Las primeras zapatillas de deporte, “*The Keds Champions*” (Keds, Richmond, Indiana, EE.UU), aparecieron en 1917 con la novedad de la suela de caucho vulcanizado.



Extraído de: <http://tinibiegel.wordpress.com/>

**Figura 6.** Primera zapatilla diseñada específicamente para correr.

La zapatilla de *running* avanzó aún más en 1925, cuando AdiDasler (nombre por el que se le conoce a Adolf Dassler, fundador de la empresa Adidas en 1924 -Adidas, Herzogenaurach, Alemania- produjo la primera zapatilla de clavos individualizada para los diferentes tipos de pies. En general, hasta la década de 1960, las zapatillas de *running* se componían de una suela plana unida a una parte superior de cuero. Carecían de talones elevados (ahora conocidos como *drops*), no tenían soporte para el arco ni medias suelas acolchadas. Estos fueron los zapatos que los corredores de la época, tales como Frank Shorter, Bill Rodgers, Amby Burfoot, y Ron Hill (Figura 7), usaban para correr maratones.





Extraído de <http://www.runsnrc.org/>



Extraído de <http://www.saucony.eu/>

**Figura 7.** Zapatos de Ron Hill, ganador de la Maratón de Boston 1970 (A). Ejemplo de zapatilla minimalista de hoy en día con las características de suela delgada y blanda, y la parte superior flexible (B).

El calzado de correr comenzó a cambiar cuando Phil Knight importó el Asics Onitsuka Tiger, el primer zapato con un tacón acolchado, a los Estados Unidos en 1963. La tendencia continuó cuando Knight dejó Asics para formar Nike en 1972, donde desarrolló su propia marca de zapatilla acolchada, las Nike Cortez (Figura 8). Con el paso del tiempo, la zapatilla deportiva ha seguido evolucionando destacando, sobre todo, el control de movimiento y la estabilidad. El zapato moderno a menudo tiene una entresuela de doble densidad, elevada, talón acolchado, soporte para el arco, apoyo de talón rígido, y una serie de diversas características supuestamente para ayudar a la función del pie y reducir las lesiones. Sin embargo, los beneficios de estos avances tecnológicos en la prevención de lesiones a día de hoy no se han documentado.



Extraído de <http://www.nike.com/>

**Figura 8.** Modelo Nike Cortez; con mayor acolchado en el talón.

Diferentes estudios realizados en los últimos años destacan la relación del calzado deportivo y las lesiones por sobreuso (Bonacci et al., 2013; Kong, Candelaria, & Smith, 2009; D. E. Lieberman et al., 2010; Rethnam & Makwana, 2011; Wakeling et al., 2002).

Giandolini et al. (Giandolini et al., 2013) han destacado que correr con un calzado de drop bajo atenúa el impacto que recibe el talón a largo plazo (hasta un 30% menos).

Otros autores indican que el tipo de zapatilla puede alterar la carga del pie y, por lo tanto, se debería de tener en cuenta a la hora de elegir una zapatilla de entrenamiento y de

competición (Wiegerinck et al., 2009), así como tener en cuenta que una zapatilla amortiguada induce a una adaptación del estilo de correr (Perl et al., 2012).

La “edad” y el uso de la zapatilla puede desempeñar un papel en la influencia del calzado en las lesiones por correr. Esto es lo que se concluyó en un estudio prospectivo que mostró que la lesión se asoció con los años del calzado (Taunton et al., 2003); aunque es lógico pensar que más que con los años, se relacione con los kilómetros que han corrido.

Siguiendo esa línea de investigación, Kong et al. (Kong et al., 2009) estudiaron las características de amortiguación y compararon diferentes tipos (e.g., aire, gel y muelles) destacando que conforme ésta disminuye, los corredores modifican su CI con el fin de mantener constantes las cargas externas. Estas adaptaciones a la degradación de la zapatilla no se ven afectadas por el tipo de amortiguación del calzado, lo que sugiere que los corredores deben elegir las zapatillas deportivas por razones distintas al tipo de amortiguación (Figura 9).

Wakeling et al. (Wakeling et al., 2002) también han demostrado que la dureza del calzado induce a cambios en la actividad muscular del miembro inferior, los datos de la electromiografía de superficie sugieren que el trabajo de las fibras musculares puede ser alterado por el tipo de material de la entresuela.

Importante destacar que los corredores que utilizan simultáneamente más de un par de zapatillas parecen tener menor riesgo de lesiones asociadas a la carrera a pie (Malisoux et al., 2013). La posible explicación de los autores es que alternar de calzado para correr induce una variación en el tipo de carga física aplicada al sistema músculo-esquelético. Además, también se observó una disminución del riesgo de lesiones en los corredores que practican al mismo tiempo otros deportes.

Por todo ello, estos resultados fomentan investigar más sobre la planificación de entrenamientos y la variación en los contenidos de los mismos, con el objetivo de disminuir la aparición de lesiones por sobreuso que puedan ser prevenibles.



Figura 9. Zapatillas con diferentes sistemas de amortiguación.

En relación con el entrenamiento, autores como Malisoux et al. (Malisoux, Urhausen, & Theisen, 2014) destacan que muchas de las lesiones por sobreuso en los corredores están asociadas a errores en la programación de los entrenamientos. En su investigación, estos autores destacan como factores preventivos correr más de dos horas a la semana, utilizar más de un par de zapatillas deportivas y cambiar la distancia que se corre de semana en semana, mientras que como factores de riesgo es de gran importancia el hecho de presentar una lesión previa (esto último es común en casi la totalidad de estudios revisados).

En cuanto a la piel y la sensibilidad, la sensibilidad del pie es importante para la regulación y el control de la marcha (Schlee, Sterzing, & Milani, 2009), especialmente para un mecanismo rápido de respuesta ante perturbaciones impredecibles de la postura (S. D. Perry, McIlroy, & Maki, 2000).

Además, en la mayoría de deportes, el pie está en contacto con una determinada superficie durante la práctica deportiva, por lo que la información sensorial de los mecanorreceptores del pie puede influenciar al rendimiento deportivo. En otro artículo, Shlee et al. (Schlee, Sterzing, & Milani, 2007), comparando deportistas, demostraron que los gimnastas (desarrollan su deporte con los pies descalzos) tienen una mejor sensibilidad vibratoria que los jugadores de voleibol (practican deporte calzados). Estos autores concluyeron que las demandas técnicas del deporte, así como el uso de calzado durante el entrenamiento y la competición influyen en la sensibilidad de la vibración de los atletas.

Como se puede observar, los estudios analizados demostraron que las características del calzado repercuten en el patrón del corredor; por lo que cambiar regularmente de zapatillas de correr podría variar las cargas externas repetitivas referenciadas anteriormente y que, de acuerdo con el mecanismo de lesión por sobreuso, podrían disminuir su incidencia (Malisoux et al., 2013).

A pesar de todos los avances tecnológicos que existen en el calzado, las estadísticas reflejan que el 79% de los corredores hoy en día se siguen lesionando a lo largo de su actividad deportiva (Altman & Davis, 2012b; van Gent et al., 2007), e incluso la implantación de un programa de selección de calzado deportivo que coincidiera con el tipo de pie del sujeto (Knapik, Trone, et al., 2010) no mostró diferencias estadísticamente

significativas en el número de lesiones; por ello, muchas preguntas siguen aún sin respuesta en relación al uso de calzado de correr y la prevención de lesiones, lo que hace necesarios más estudios de investigación.

## Principales conclusiones

- La principal función del calzado fue la de preservar la salud del pie y prevenir lesiones, no la del rendimiento o la mejora de marcas como actualmente se busca.
- Se ha aludido a que las características de amortiguación del calzado moderno alteran la forma en que corremos y que las funciones de control pueden limitar la biomecánica natural de la carrera.
- En general, hasta la década de 1960, las zapatillas de *running* se componían de una suela plana unida a una parte superior de cuero, sin talones elevados, ni medias suelas acolchadas, ni soporte para el arco plantar.
- Las zapatillas modernas están compuestas, generalmente, de una entresuela de doble densidad, elevada, talón acolchado, soporte para el arco, apoyo de talón rígido y una serie de diversas características supuestamente para ayudar a la función del pie y reducir las lesiones.
- Algunos estudios apuntan que el tipo de zapatilla puede alterar la carga del pie y, por lo tanto, se debería de tener en cuenta a la hora de elegir un calzado de entrenamiento y de competición así como tener en cuenta que una zapatilla amortiguada induce a una adaptación del estilo de correr.
- Los corredores que utilizan simultáneamente más de un par de zapatillas parecen tener menor riesgo de lesiones asociadas al *running*.

## 2.11 LA REPERCUSIÓN DEL PIE EN LA CARRERA

Tal y como se ha venido indicando a lo largo de los distintos apartados, son muchos los factores que se han asociado con un mayor riesgo de lesiones por sobreuso, entre ellos, el tipo de pie y los diferentes factores que se asocian al mismo.

### 2.11.1 PRESIÓN PLANTAR Y DIVISIÓN DE LAS ZONAS DEL PIE

El pie es una estructura muy compleja, desde el punto de vista mecánico, ya que está constituido por 28 huesos, 33 articulaciones y 112 ligamentos. Muchas de las patologías del cuerpo se asocian a menudo con deformidades, una mala alineación, o bien por una biomecánica deficiente o alterada. Si la estructura del pie la relacionamos con la función del pie, ésta afecta a todo el cuerpo; por ello, la medición y control del pie puede ayudar en el diagnóstico diferencial de patologías, a la planificación del tratamiento y también a determinar la eficacia del mismo.

La investigación de la marcha en adultos jóvenes sanos se suele centrar en la función, debido no sólo a la eficacia en el aumento de la capacidad aeróbica (D. W. Morgan, Martin, & Krahenbuhl, 1989) sino también por el riesgo potencial de sufrir lesiones por sobreuso (Baur et al., 2004; D. W. Morgan et al., 1989; T M Willems et al., 2006; T. Willems, Witvrouw, Delbaere, De Cock, & De Clercq, 2005b).

Durante la dinámica, correr se diferencia de caminar, junto con los parámetros descritos anteriormente, por presentar mayores fuerzas de impacto e impulso (Keller et al., 1996a) además de una fase de apoyo más corta (Blanc, Balmer, Landis, & Vingerhoets, 1999). El avance del pie durante la marcha es similar, pero se produce durante un período de tiempo más corto en la carrera, además de encontrarse el pie bajo la influencia de mayores fuerzas.

Una de las principales funciones biomecánicas del pie en la carrera es la absorción del impacto, la estabilidad y la propulsión («Gait Analysis», 2010). Los estudios sobre la influencia de la variación anatómica en la función del pie (Mohsen Razeghi & Batt, 2002; M. Walker & Fan, 1998) asumen que ésta se puede deducir a partir de mediciones estáticas (M Razeghi & Batt, 2000). Sin embargo, las mediciones dinámicas de la biomecánica del pie pueden proporcionar un mejor punto de partida para un sistema de

clasificación funcional de los diferentes tipos de pies (Mohsen Razeghi & Batt, 2002). Para ello, es necesario tener en cuenta, tal y como se indica en el estudio de Shanthikumar et al. (Shanthikumar et al., 2010a), que en los atletas que entrenan y compiten mayoritariamente corriendo, cualquier evaluación biomecánica o podológica debe basarse en el análisis dinámico de la marcha y la carrera.

La fase de apoyo de la marcha es difícil de analizar debido a la complejidad anatómica del pie (C Giacomozzi, Macellari, Leardini, & Benedetti, 2000). Diversos estudios analizaron la cinética y cinemática de la parte anterior, media y posterior del pie (Leardini, Benedetti, Catani, Simoncini, & Giannini, 1999; MacWilliams, Cowley, & Nicholson, 2003; Pascual Huerta, Ropa Moreno, Kirby, García Carmona, & Orejana García, 2009) y cómo interactúan durante la marcha. Las mediciones de presiones también proporcionan información directa sobre cómo interactúan las diferentes estructuras del pie con el suelo (I. J. Alexander, Chao, & Johnson, 1990b; Titianova, Mateev, & Tarkka, 2004). Los aparatos de medición actuales como plantillas y plataformas de presiones, permiten una imagen de la presión de toda la planta del pie.

La medición de las presiones plantares se utiliza habitualmente para determinar las características específicas de la carga en la planta del pie e incluso se ha estudiado la posibilidad de que las presiones plantares puedan ayudar a prevenir lesiones (Franklyn-Miller, Bilzon, Wilson, & McCrory, 2014).

La mayoría de las plataformas utilizadas no están validadas para este fin y hay una falta de coherencia, tanto en la técnica de medición como en la notificación de los resultados. A pesar de ello, la plataforma más utilizada para realizar estudios de las presiones plantares, la RS Scan International (Bélgica), sí ha sido validada y es la que se utiliza en esta investigación, al igual que la validación del programa científico (De Cock, Willems, Witvrouw, Vanreenterghem, & De Clercq, 2006) tanto por su fiabilidad test-retest como por sus datos de modelos matemáticos (Hagman, 2005).

La podobarometría dinámica se utiliza para el estudio de la estructura y función del pie, (Latour, Latour, Arlet, Adach, & Bohatyrewicz, 2011). Hughes et al distinguieron cuatro grupos de tipos de pie; así, dependiendo de los picos de presiones plantares del antepié. Los grupos se definieron como medial, medial-central, central y centro-lateral (Hughes, Clark, Jagoe, Gerber, & Klenerman, 1991). Esto se ha hecho durante la marcha, pero no

durante trotar o correr, ya que el pie está sometido a fuerzas de impacto mayores que actúan durante un período de tiempo más corto (Keller et al., 1996a). Además de las diferencias caminando y corriendo en las presiones plantares, también existen diferencias cuando se compara la carrera descalzo con la caminata, ya que en la primera se produce un mayor impacto y empuje de las fuerzas (Bramble & Lieberman, 2004b; Keller et al., 1996a) además del patrón habitual de un avance de las presiones en sentido lateral-medial más rápido y un cambio del peso de posterior-anterior (De Cock, De Clercq, Willems, & Witvrouw, 2005a). Rosenbaum et al. (Rosenbaum, Hautmann, Gold, & Claes, 1994a) demostraron que la carga total del pie aumenta y se desplaza medialmente. Además la eversión del retropié también se incrementa a medida que aumenta la velocidad al caminar.

Además de las diferencias en función de si se estudia la caminata o la carrera, o con la utilización de dispositivos externos como bastones (Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Martínez-Nova, Morey-Klapsing, & Encarnación-Martínez, 2011), también existen diferencias significativas según la estructura del pie dentro de los sujetos normales (Cavanagh & Rodgers, 1987). Una clasificación ampliamente utilizada se basa en la altura del arco longitudinal (M Razeghi & Batt, 2000), donde se ha sugerido que los pies con arcos más altos son rígidos y más susceptibles de la supinación en comparación con pies que presentan arcos más bajos, más asociados a la pronación del pie (B M Nigg, Cole, & Nachbauer, 1993; M Razeghi & Batt, 2000; D. S. Williams 3rd, McClay, & Hamill, 2001b).

Los términos pronación y supinación se utilizan para permitir una interpretación más visual de los resultados, de ese modo las presiones plantares se extrapolan para que el lector pueda interpretar una marcha en pronación representada por una mayor carga medial y supinación cuando es lateral (Shanthikumar, Low, Falvey, McCrory, & Franklyn-Miller, 2010b).

Otra de las mediciones utilizadas para la interpretación de la marcha es el centro de presión (CPP) (CoP, del inglés *centre of pressure*). Uno de los primeros investigadores en describirlo fue Elftman (Elftman, 1939). El CPP es el punto de aplicación de la fuerza de reacción del suelo (M W Cornwall & McPoil, 2000). Durante la deambulación, la ubicación de este punto se desplaza habitualmente desde el talón hacia los dedos, durante la fase de apoyo de la marcha. Los desplazamientos más pequeños se observan en la



dirección medial-lateral. La proyección de la trayectoria del CPP sobre la superficie se conoce como la línea de la marcha (I. J. Alexander et al., 1990b; Fuller, 1999b), y se puede medir utilizando plataformas de presiones.

El CPP se ha convertido en un método muy utilizado para describir el movimiento del pie durante la marcha (Adachi, Nishizawa, & Endo, 1996; Grundy, Tosh, McLeish, & Smidt, 1975). Del mismo modo también se ha utilizado para evaluar la eficacia de soportes plantares (e.g., plantillas ortopédicas) (Balmaseda et al., 1988; Scherer & Sobiesk, 1994) y las diferencias en el uso de distintos calzados (Snow & Williams, 1994).

Estas diferencias entre el tipo de pie/arco y los parámetros baropodométricos están presentes en diversos estudios como el de Williams et al (D. S. Williams 3rd et al., 2001b) donde encontraron un CPP más lateral al caminar en pies con arcos altos. En otros estudios, los pies con limitación del movimiento de pronación y mayores cargas laterales (i.e., CPP lateral) presentaron un mayor riesgo de padecer dolor anterior de rodilla, además de una mayor predisposición a padecer lesiones por sobreuso en la pierna. (Ghani Zadeh Hesar et al., 2009; Thijs et al., 2008). Según un estudio de Thijs et al., un mayor pico de fuerzas en la zona plantar-medial del talón y segundo y tercer metatarsianos, son un claro factor de riesgo para padecer dolor patelofemoral (Thijs et al., 2008) el cual como se ha indicado en apartados anteriores, es la patología por sobreuso más frecuente en el corredor y que puede tener origen en el pie (Munuera & Mazoterías-Pardo, 2011).

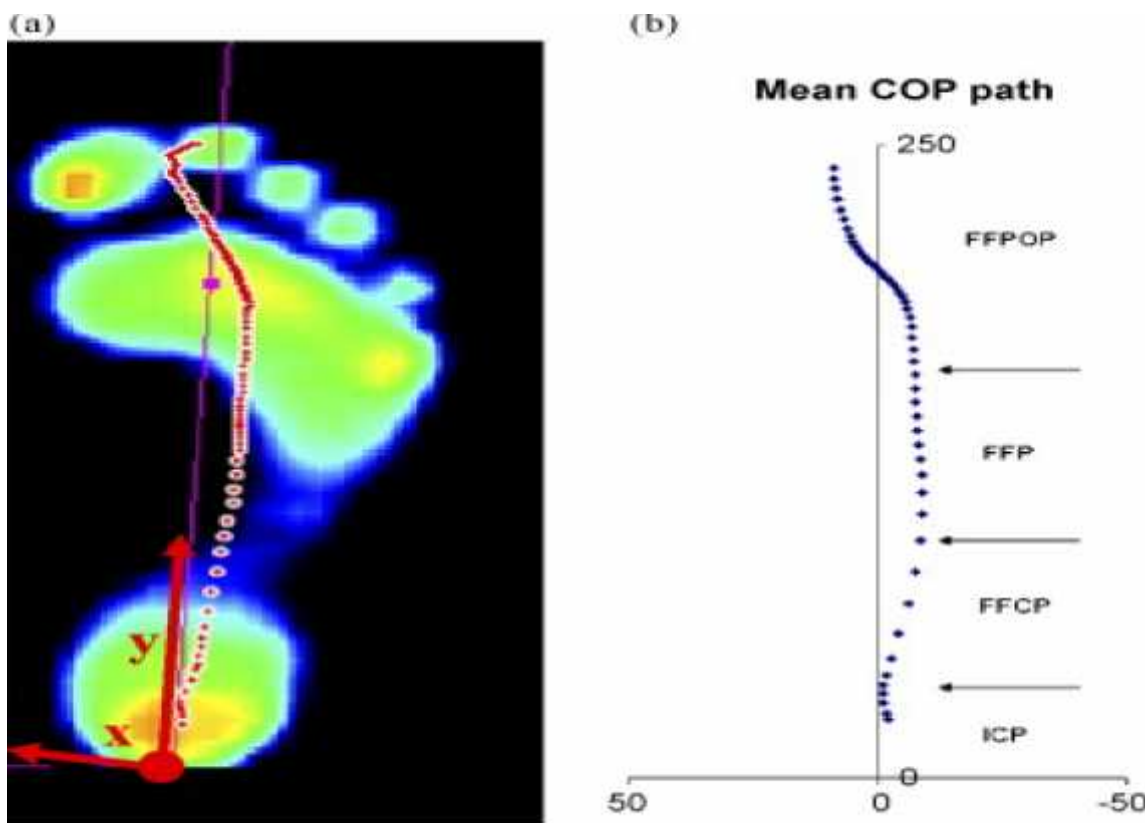
Otros parámetros que se utilizan en la baropodometría dinámica son los picos de presión, la presión media, y la integral de la presión-tiempo, incluyendo los valores de la presión o fuerzas para todas las fases de la marcha (De Cock, Vanrenterghem, Willems, Witvrouw, & De Clercq, 2008). Los índices temporales abarcan el tiempo de contacto y el tiempo hasta el pico de presión, mientras que los índices espaciales abordan el punto de presión máxima (PPP) y el punto de centro de presión (COPP). Por último, los índices espacio-temporales incluyen curvas obtenidas por el desplazamiento en el tiempo de PPP (línea de presión máxima, curva del pico de presiones) y COPP (línea de marcha, excursión del centro de presión o también denominando CPP) (Latour et al., 2011).

El programa informático de la plataforma Footscan (RSscan Internacional, Bélgica), divide el apoyo del pie en cuatro fases. La primera es la fase de contacto inicial que se define como el período desde el primer contacto hasta que el contacto del pie primer

metatarsiano. La segunda fase es la fase de contacto del antepié que es el período inmediatamente posterior a la fase anterior, hasta que todas las cabezas metatarsales contactan con la superficie de la plataforma. La tercera es la fase de pie plano que sigue a la anterior y termina cuando el talón empieza a despegar del suelo. La cuarta y última fase es la de despegue del pie, la cual se inicia cuando el talón se despega del suelo y termina cuando el pie deja de contactar con el suelo.

El interés en el estudio de la marcha y sus presiones plantares se ha manifestado como un intento de desarrollar varios índices, incluyendo: los índices de desplazamiento del CPP medio-lateral, antero-posterior y la velocidad del CPP resultante (Frigg, Nigg, Davis, Pederson, & Valderrabano, 2010).

El CPP (Figura 10) ha sido utilizado en investigación para valorar la estabilidad medial-lateral del pie (Fuller, 1999b), la eficacia del calzado o de las ortesis plantares (Benno M Nigg et al., 2003; Pascual Huerta et al., 2009), las diferencias entre pies sanos y lesionados (Baur et al., 2004) o para asociar los datos de las presiones plantares con el movimiento del pie (Mark W Cornwall & McPoil, 2003; Fuller, 1999b; Bart Van Gheluwe, Kirby, & Hagan, 2005), sin embargo pocos estudios valoraron la fiabilidad del CPP (Mark W Cornwall & McPoil, 2003). Cornwall y McPoil (M W Cornwall & McPoil, 2000), describieron un patrón triple de la velocidad del CPP durante la marcha, lo que indirectamente estaba vinculado con los tres *rockers* que ocurren durante la fase de apoyo (M W Cornwall & McPoil, 2000; «Gait Analysis», 2010).



Extraído de De Cock et al. (2008)

**Figura 10.** Mapa de presiones plantares con el centro de presión (CPP) indicado como una línea de puntos (Software Footscan de la plataforma RsScan Internacional). Con la indicación de las cuatro sub-fases: fase de contacto inicial (ICP), fase de contacto del antepié (FFCP), fase de apoyo completo (PFC) y fase de despegue (FFPOP).

Las contradicciones en las conclusiones de las investigaciones de la estructura del pie, de la función y su relación han generado un mayor interés en el análisis espacio-temporal (Belenky, Akivis, & Aiderman, 1991; A. Bryant, Tinley, & Singer, 2000; Ulunay Kanatli, Yetkin, & Bolukbasi, 2003; William R Ledoux & Hillstrom, 2002; Mohsen Razeghi & Batt, 2002). Este tipo de análisis se basa en información compleja sobre las presiones analizadas, teniendo en cuenta tanto la distribución espacial de la presión y de sus cambios en el tiempo en consonancia con la naturaleza física del movimiento del cuerpo (i.e., cambio del peso a través de la presión plantar durante la marcha) (Claudia Giacomozzi & Martelli, 2006).

Además del estudio del CPP también se utiliza el análisis de las presiones plantares, a las cuales diferentes autores otorgan el potencial de desentrañar las relaciones entre la estructura y la función del pie, ya que el uso de plataformas permite estudiar las fuerzas por debajo de las zonas anatómicas localizadas en la planta del pie (Cavanagh et al., 1997; Jacob, 2001). Las interpretaciones se han basado, sobre todo, en los picos de presiones

plantares debajo de las diferentes subáreas (Figura 11) (Cavanagh et al., 1997; Morag & Cavanagh, 1999a).

Se han propuesto diferentes sub-áreas de la planta del pie para las mediciones de presiones plantares (P. J. Bennett & Duplock, 1993; A. R. Bryant, Tinley, & Singer, 2000; Hennig, Staats, & Rosenbaum, 1994; MacWilliams et al., 2003; McPoil, Cornwall, Dupuis, & Cornwell, 1999; Rosenbaum et al., 1994a; Titianova et al., 2004; M. Walker & Fan, 1998), ya que clínicamente es más importante examinar la presión bajo áreas específicas del pie en lugar de la global del pie (Lord, Reynolds, & Hughes, 1986). La información más precisa se obtiene midiendo áreas más pequeñas, aunque también se produce una pérdida de información acerca del pie en su conjunto (Lord et al., 1986). Las subdivisiones del pie deben ser lo suficientemente

pequeñas para evitar la confusión con la de un área vecina, pero lo suficientemente grandes para contener toda la información útil sobre esa área en particular. Estas divisiones deben corresponderse con la anatomía y función del pie y, por lo tanto, tener en cuenta la posición de las articulaciones del pie. (Stebbins et al., 2005).

Las subáreas se encuentran en las imágenes baropodométricas que se basan en las estructuras anatómicas del pie y diferentes estudios afirman obtener unos resultados muy similares a los datos radiográficos (Cavanagh, Rodgers, & Iiboshi, 1987; Hastings, Commean, Smith, Pilgram, & Mueller, 2003). No obstante, la recogida de datos mediante baropodometría tiene menores riesgos para la salud que una prueba radiográfica y diferentes investigaciones han mostrado una buena precisión al coincidir las áreas con una presión alta y las estructuras anatómicas (Cavanagh et al., 1997; C. Giacomozzi et al., 2000; Hastings et al., 2003).

Las subáreas más utilizadas para analizar las distribuciones de presión son: el retropié (a menudo dividida en zonas del talón medial, central y lateral), parte media del pie y antepié (cabeza de los metatarsianos, *hallux* y dedos menores) (A. R. Bryant et al., 2000; Hennig



Extraído del Software Footscan v.7

**Figura 11.** Subáreas de la presión máxima durante el contacto del pie con la plataforma descalzo.

et al., 1994; McPoil et al., 1999; Rosenbaum et al., 1994a; M. Walker & Fan, 1998). También es posible realizar esa división de las subáreas en condición calzada (Figura 12).

Los datos baropodométricos obtenidos de estas subáreas proporcionan valores de presión máximos, presiones medias y tiempo de presión (A. R. Bryant et al., 2000; Hennig et al., 1994; Rosenbaum et al., 1994a; M. Walker & Fan, 1998).

Hay dos métodos para agrupar estas subáreas: una se basa en la geometría del pie y la otra se basa en la identificación de los puntos de referencia anatómicos. En el primer método el mapa de presiones plantares se obtiene de la plataforma de presiones y de forma automática la hace girar y encajar en el sistema

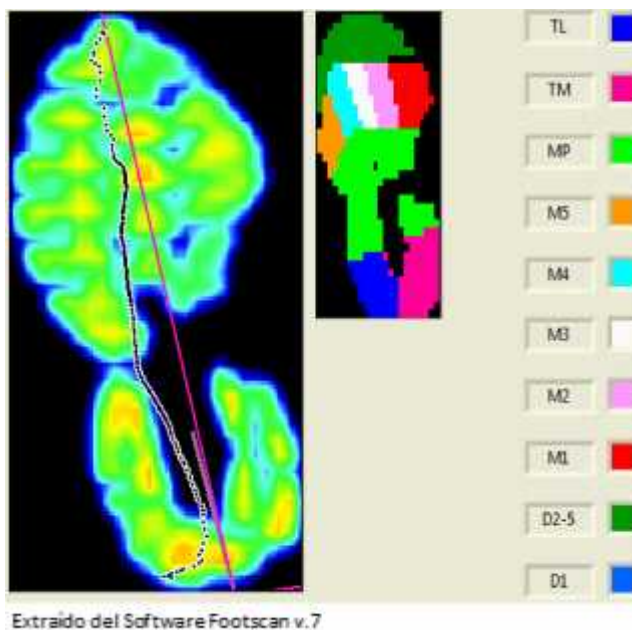


Figura 12. Subáreas de presión máxima durante el contacto del pie con la plataforma calzado.

de referencia de la plataforma (C Giacomozzi & Macellari, 1997). A continuación, se divide de acuerdo a criterios geométricos predefinidos. Este método pierde precisión cuando hay deformidad en el pie (Bowen, Miller, Castagno, Richards, & Lipton, 1998). El segundo método implica el examen visual de la huella y selección de sub-áreas en base a una evaluación subjetiva y a la identificación de las áreas correspondientes a puntos de referencia anatómicos. Más válida en presencia de deformidad de los pies que el primer método pero reduce la repetitividad por falta de automatización. En el caso de investigaciones como la presente, se lleva a cabo este segundo método al considerarlo más eficaz siempre y cuando sea controlado por varios investigadores con experiencia.

En la actualidad existen muchos más estudios acerca de la distribución de la presión plantar durante la marcha normal que los que examinan los patrones de distribución de la presión plantar durante la carrera (Bisiaux & Moretto, 2008; Chuckpaiwong, Nunley, Mall, & Queen, 2008; M W Cornwall & McPoil, 2000; Keenan et al., 2011). La mayoría de los estudios publicados evalúan a los sujetos en función de características como el arco de pie (Cavanagh & Rodgers, 1987; Ulunay Kanatli et al., 2003; U. Kanatli et al., 2003;

D. S. Williams 3rd et al., 2001b) o el tipo de calzado (Keenan et al., 2011; Kurz & Stergiou, 2004; Schlee et al., 2007).

Ejemplo de lo anterior es el artículo publicado por Sneyers et al. (Sneyers, Lysens, Feys, & Andries, 1995) acerca de las presiones plantares en función de la clasificación de pie cavo, pie plano y pie normal corriendo descalzo. De esta investigación se extrae que los pies cavos presentan una ausencia de presión en la zona media del pie que los autores atribuyen a la propia definición del pie cavo y que los pies planos presentan una mayor presión, aunque no estadísticamente significativa respecto a los pies cavos y normales, en la parte medial del antepié (i.e., primera y segunda cabezas metatarsales). También es destacable que según Sneyers et al. existen diferencias en los patrones de carga entre correr calzado y descalzo, indicando en este caso que habría más diferencias entre los diferentes tipos de pie (cavo y plano) cuando se examinan y comparan ambas condiciones calzada y descalza.

En algunos estudios, en lugar de estudiar la presión plantar de los distintos patrones de carga, se analizaron las fuerzas de reacción del suelo (Cavanagh & Lafortune, 1980; Keller et al., 1996b; J. Nilsson & Thorstensson, 1989). Williams 3rd et al. (D. S. Williams 3rd et al., 2001), siguiendo esta metodología, destacan que los corredores con arcos altos se encontraban en mayor riesgo para el desarrollo de fracturas de estrés en el quinto metatarsiano. Así mismo, predisponían a una mayor incidencia de lesiones de tobillo, lesiones óseas y en zonas laterales; por el contrario, los corredores con arcos bajos (i.e., pies más planos) presentaban más lesiones de rodilla, tejidos blandos y lesiones mediales.

Fuller (Fuller, 1999a) también propone un modelo basado en el uso de la ubicación del centro de presión con respecto a la ubicación del eje de articulación subastragalina como una explicación teórica de las patologías del pie y su tratamiento.

Todos los artículos revisados coinciden en que es necesaria más investigación para poder evaluar en mayor medida las relaciones entre el tipo de pie y las presiones plantares con las lesiones por sobreuso, pudiendo de ese modo conducir a un mejor tratamiento y a estrategias de intervención específicas para cada corredor en función de su estructura podal.

### 2.11.2 EL EFECTO DE LA VELOCIDAD EN LA PRESIÓN PLANTAR

**E**n diferentes artículos que estudian la presión plantar en función de la velocidad, se destaca que el área total de contacto del pie, la fuerza máxima y el pico de presión se incrementan significativamente durante la carrera (Burnfield, Few, Mohamed, & Perry, 2004; Chuckpaiwong et al., 2008; Grampp, Willson, & Kernozek, 2000; W.R. Ledoux et al., 2003; Morag & Cavanagh, 1999b; Rosenbaum, Hautmann, Gold, & Claes, 1994b; Segal et al., 2004); excepto en la zona del retropié, lo que puede ser explicado por el CI más habitual caminando (retropié) y corriendo (antepié), aunque se hace necesario homogeneizar la metodología y evaluar a los corredores calzados y descalzos, dado que como se ha indicado en anteriores apartados, la zona del CI y la presión plantar varían en función de estos parámetros.

Además de examinar el tipo de pie corriendo, hay estudios que han evaluado las diferencias en la presión plantar al caminar a distintas velocidades. Ejemplo de ello es un estudio de Burnfield et al. (Burnfield et al., 2004) que analizó las presiones plantares de adultos de avanzada edad examinando las diferencias en la presión plantar a diferentes velocidades de marcha. Sus resultados indicaron que con el aumento de la velocidad de marcha y caminando calzado se producía un aumento en la presión plantar.

Evaluando el efecto de la velocidad en función del tipo de pie, el estudio Chuckpaiwong et al. (Chuckpaiwong et al., 2008) destaca que la fuerza máxima y el pico de presión se vieron reducidos de manera significativa en los sujetos con pie plano. Además, se examinaron las diferencias en los patrones de carga entre los individuos con una altura del arco plantar clasificada como normal y aquellos con arcos bajos, con el fin de determinar las diferencias en los patrones de carga y cómo estas diferencias podrían estar relacionadas con factores de riesgo de lesiones por sobreuso. Así, los individuos con un pie plano podrían estar en menor riesgo de sufrir fracturas de las cabezas metatarsales, lo que indica que sería importante evaluar detenidamente el tipo de pie y su arco para determinar de forma individual el riesgo de sufrir fracturas por sobreuso a medida que aumenta la velocidad de carrera.

Otros datos de interés extraídos de la bibliografía consultada son que caminar tenía menos efecto en la tasa de carga de la zona delantera del pie (Segal et al., 2004). Del mismo modo, la presión en las zonas medial y central del antepié aumentaba inicialmente a las



velocidades de marcha más lenta. Sin embargo, se mantuvieron constantes o incluso disminuyeron a medida que los sujetos comenzaron a caminar más rápido, lo que se atribuyó a una disminución en el tiempo de contacto a medida que aumentaba la velocidad al caminar.

Estos estudios también han evaluado el efecto de distintos tipos de calzado en los patrones de la presión plantar, evidenciando que cuando los sujetos caminaban con calzado de correr, la presión plantar se reducía significativamente en comparación con caminar descalzo (Burnfield et al., 2004; J. E. Perry, Ulbreth, Derr, & Cavanagh, 1995).

En esta línea de investigación, Hatala et al. (Hatala et al., 2013) indican en su estudio que los datos obtenidos apoyan la tesis de que un apoyo de antepié reduce la magnitud de la carga del impacto, pero que concretamente en su investigación, la mayoría de sujetos utilizó un patrón de retropié cuando se trataba de una carrera de resistencia. Al mismo tiempo, comprobaron que a mayor velocidad, mayor porcentaje de individuos utilizaba un patrón de CI de mediopié o antepié. Estos datos confirmarían lo que se ha indicado anteriormente acerca del tipo de CI y el efecto de la velocidad en el impacto y las presiones plantares.

Malisoux et al. (Malisoux et al., 2013) también estudiaron los efectos de la velocidad y la distancia en el apoyo del pie, destacando que una mayor distancia media en el entrenamiento o en la competición eran factores protectores contra las lesiones por sobreuso. Esta observación está en consonancia con un estudio de Lysholm y Wiklander que mostró que los corredores de larga distancia se caracterizaban por una incidencia de lesiones menores que los corredores de media distancia (Lysholm & Wiklander, 1987). En base a estos datos, Malisoux et al. argumentan que los individuos que corren distancias largas lo hacen a intensidad media. Por lo tanto, como el entrenamiento de la velocidad se asoció significativamente con un mayor riesgo de lesiones en el corredor (Jacobs & Berson, 1986), los corredores aficionados con el objetivo de participar en carreras de larga distancia podrían estar expuestos a un menor riesgo de lesión, debido a una menor intensidad y/o velocidad de carrera.

Como se esgrimió anteriormente, los estudios sugieren (Shanthikumar et al., 2010a) que en los atletas que entrenen y compitan con mayores momentos de carrera que de caminata, cualquier evaluación biomecánica o podológica debe basarse en el análisis dinámico del



miembro inferior, para evaluar el gesto deportivo, en este caso el CI, de la manera más exacta posible.

### 2.11.3 MEDIDAS DEL PIE PARA EVALUAR LA CARRERA

A pesar de que las medidas estáticas del pie han evolucionado con el tiempo, la literatura publicada indica que todavía hay una "escasa correlación entre las medidas estáticas y la función del pie dinámico durante la locomoción " (S.J. Dixon & McNally, 2008). Otros artículos, en base a los resultados de sus investigaciones, sugieren que las medidas estáticas de las extremidades inferiores y del pie son poco efectivas y tienen un valor limitado para predecir el comportamiento dinámico del pie y, por consiguiente, del miembro inferior (J. Hamill, Bates, Knutzen, & Kirkpatrick, 1989; Hunt, Fahey, & Smith, 2000). La corriente investigadora actual sugiere que el uso de la medición dinámica puede facilitar datos más reales del comportamiento del pie que las medidas estáticas en la identificación de los mecanismos que contribuyen a la lesión (Shanthikumar et al., 2010a).

La mayoría de estudios analizados han evaluado la marcha, ya sea caminando o corriendo, pero existen escasos resultados estadísticamente significativos a la hora de comparar distintos parámetros biomecánicos caminando y corriendo en el mismo sujeto, los cuales, como se ha indicado en el apartado 2.3 *Biomecánica de la marcha y la carrera*, son diferentes.

En la literatura existen diferentes estudios que asocian el tipo de arco y el riesgo de lesión por sobreuso en corredores (Burns et al., 2005; Jones & Knapik, 1999), pero existe una controversia acerca de las patologías o riesgos con los que se asocia cada tipo de arco. Así, Kaufman et al. (Kaufman et al., 1999) determinaron que los sujetos, ya sea con pie plano o pie cavo, medido tanto estática como dinámicamente, tenían casi el doble de probabilidades de sufrir una lesión relacionada con el sobreuso que aquellos sujetos que presentaban arcos normales. También se destaca que las personas con arcos elevados tienen un mayor riesgo de sufrir una fractura por estrés. Al mismo tiempo, los resultados obtenidos por estos autores (Kaufman et al., 1999), indican que la inversión del retropie se asocia a tendinitis del tendón Aquileo y que los sujetos con este tipo de patología tienen limitado el rango de flexión dorsal del tobillo evaluado con la rodilla en extensión.

Revisiones bibliográficas como la de Tong et al. (Tong & Kong, 2013) concluye revelando que los pies con arcos altos y bajos se asocian con lesiones de las extremidades inferiores, pero indican que la fuerza de esta relación es baja.

Los gestos técnicos característicos de ciertos deportes pueden dar lugar a un tipo de pie diferente en función de la especialidad deportiva (Martínez-Nova et al., 2014). A este aspecto, el arco longitudinal medial del pie desempeña un importante rol en la absorción del choque y transferencia de energía durante la marcha. La función del arco depende de la forma del pie, la estructura ósea, la estabilidad ligamentosa y la fatiga muscular, mientras factores como la raza, el calzado, la edad y el género influyen en la formación del arco longitudinal interno (Nielsen, Rathleff, Simonsen, & Langberg, 2009b).

Existen diferentes pruebas que se han utilizado como una herramienta de diagnóstico para evaluar el pie, como el índice de la postura de pie (*foot posture index*, en inglés) (Buldt et al., 2013; Escamilla-Martínez et al., 2013; Gijon-Nogueron et al., 2014; Martínez-Nova et al., 2014; Sánchez-Rodríguez, Martínez-Nova, Escamilla-Martínez, & Pedrera-Zamorano, 2012) o el *navicular drop* (Bernard, 2013; U. Kanatli et al., 2003; Mueller, Host, & Norton, 1993b; Nielsen et al., 2009b; Paton, 2006a).

El test del *navicular drop* es una medida que se utiliza para evaluar la función del arco longitudinal medial, el cual es importante para examinar a los pacientes con lesiones por sobreuso (Nielsen et al., 2009b). Además, hay una creencia generalizada sobre el *navicular drop* de que es un indicador de una elevada susceptibilidad/propensión a sufrir lesiones relacionadas con la pronación del pie (Bernard, 2013) ya que hay evidencias que sugieren que las medidas del *navicular drop* se asocian con parámetros biomecánicos específicos de la marcha en las extremidades inferiores (Eslami, Damavandi, & Ferber, 2013a).

Otro de los parámetros que determinan la altura del arco es el mecanismo de *windlass*. Payne, encontró que el mecanismo *windlass* o también denominado maniobra de *Hubscher's o Test de Jack* (i.e., observar si al realizar una flexión dorsal del *hallux* del paciente en bipedestación hay un aumento del arco) en pies planos inestables mostrando un colapso de las articulaciones talonavicular y navicularcuneiforme (Aquino & Payne, 2001), caracterizándose por una pronación de la articulación subastragalina, aumentando momentos de rotación interna en el miembro inferior. Los cambios en la postura del pie hacia una posición de mayor pronación (i.e., colapso ALI) pueden tener implicaciones

para la función del pie y, por lo tanto, incrementar el riesgo de lesiones, sobre todo cuando ocurren durante un periodo de tiempo prolongado (Cowley & Marsden, 2013) como es el caso de los deportistas.

También Dahle valoró la forma y función del arco interno del pie como un indicador importante. Dahle asoció que tener dolor en la rodilla se encuentra de forma más habitual en los jugadores de fútbol con tipos de pie pronados (e.g., ALI bajos y colapso ALI) o supinados (e.g., ALI aumentado), que en pies neutros (Dahle, Mueller, Delitto, & Diamond, 1991). Paton intentó asociar el *navicular drop* al movimiento de la 1ª articulación metatarso-falángica, ya que el *navicular drop* se utiliza como medida representativa de la pronación, lo que conlleva a una alteración del 1º radio por colapso del ALI. Los resultados del estudio de Paton apoyan la teoría de que la pronación excesiva, con colapso del ALI, resulta en un incremento de la tensión de la fascia plantar e incrementa las fuerzas dorsiflexoras bajo la cabeza metatarsal reduciendo la capacidad del *hallux* para dorsiflexionarse (Paton, 2006a) siendo este un indicador de posibles lesiones en el miembro inferior.

Nielsen et al, estudiaron la relación del tamaño del pie con el *navicular drop*. Los hombres tuvieron un incremento del *navicular drop* de 0,4 mm cada vez que el tamaño del pie se incrementaba 10 mm. Por otro lado, las mujeres tuvieron un incremento de 0,31 mm cada vez que el tamaño del pie se incrementaba en 10 mm (Nielsen et al., 2009b). Por lo tanto, parece que los valores del *navicular drop* están asociados con el tamaño del pie (M. K. Nilsson, Friis, Michaelsen, Jakobsen, & Nielsen, 2012b).

Un valor bajo del *navicular drop* podría estar asociado con el aumento de la rotación tibial, mientras que un valor alto del *navicular drop* podría estar asociado con un mayor momento de tobillo y rodilla. Eslami et al, analizaron estas medidas de *navicular drop* y determinaron que explican entre el 28% y el 38% de la variabilidad de las mediciones de la excursión en rotación interna de la tibia, el pico del momento de aducción de la rodilla y el pico de los momentos de inversión de tobillo (Eslami et al., 2013a).

Hay controversia acerca de si el *navicular drop* es una medida fiable y precisa, ya que se encontraron diferentes resultados en la bibliografía. En un estudio de Barton et al., estos autores concluyeron que el *navicular drop* posee alta fiabilidad cuando se utiliza por evaluadores experimentados (Barton, Bonanno, Levinger, & Menz, 2010a). Sin embargo,

en un nuevo método 3D se mostró que el *navicular drop* obtenido durante la estática del pie no podía predecir la deformación del arco longitudinal durante la marcha (Bencke et al., 2012a). También en un meta-análisis realizado por Pappas y Wong-Tom sobre variables antropométricas del síndrome patelofemoral (SPF), concluyeron que esta variable no está asociada con el SPF (Pappas & Wong-Tom, 2012).

Para medir el *navicular drop*, McPoil y Cornwall realizaron el test con el pie en posición neutra determinado por la palpación de la cabeza del astrágalo buscando la mayor congruencia articular. Cuando la posición neutra fue localizada, los participantes permanecieron sobre una pierna, levantando y flexionando la pierna contra-lateral (McPoil & Cornwall, 1996). El apoyo sobre una pierna ha demostrado que las medidas hechas, obtenidas desde esta posición, representan una situación más precisa del apoyo del pie durante la fase de medio-apoyo de la fase de la marcha (Vinicombe, Raspovic, & Menz, 2001).

Brody (Brody, 1982) introdujo la prueba de *navicular drop* estático como una medida para evaluar el ALI. En estudios anteriores, los valores medios entre los adultos sanos oscilaron entre 3,6 y 8,1 mm en la versión original de la prueba (Allen & Glasoe, 2000; J. E. Bennett et al., 2001b; Mueller et al., 1993b; Sell, Verity, Worrell, Pease, & Wigglesworth, 1994) y de 7,3 a 9,0 mm en las versiones modificadas (Moul, 1998; Picciano, Rowlands, & Worrell, 1993). Brody (Brody, 1982), Beckett (Beckett, Massie, Bowers, & Stoll, 1992), y Mueller (Mueller et al., 1993b) sugirieron 15, 13, y 10 mm, respectivamente, como el límite superior para un *navicular drop* normal (Menz, 1998). Se ha demostrado de moderada a buena fiabilidad (Mueller et al., 1993b; Sell et al., 1994; Vinicombe et al., 2001), también en comparación con el examen radiográfico (Hannigan-Downs, Harter R, & Smith G, s. f.).

El funcionamiento del arco longitudinal interno es imprescindible para una correcta biomecánica y prevenir lesiones. Williams et al. encontraron que los corredores que presentaban un ALI más alto tenían más lesiones en la cara lateral del tobillo y de la rodilla, mientras que los corredores con arcos bajos tenían más lesiones en la cara medial de la rodilla y lesiones de tejidos blandos (D. S. 3rd Williams, McClay, & Hamill, 2001).

En la bibliografía hay evidencia de que el *navicular drop* está alterado en grupos con alguna patología específica, así como en deportistas con exceso de trabajo, donde pueden

aparecer lesiones por sobreuso. Se ha visto que en corredores de media maratón, el *navicular drop* aumentó en 5 mm cuando se midió después de realizar la prueba (Cowley & Marsden, 2013). También afecta a lesiones óseas por sobreuso como en el síndrome de estrés tibial medial, donde muestran un *navicular drop* aumentado comparado con el grupo sano (Rathleff et al., 2012a).

El *navicular drop* es una de las medidas que asocian la alineación de la extremidad inferior con la laxitud anterior de rodilla, favoreciendo un patrón de carga anormal en ésta, y potencial estrés de estructuras cápsulo-ligamentosas y, por lo tanto, una mayor laxitud articular (Shultz, Anh-Dung, & Levine, 2009).

La revisión bibliográfica llevada a cabo por Tong et al. (Tong & Kong, 2013) indicaron que el test del *navicular drop* mostró tamaños del efecto significativos en la identificación de pie plano.

Otros de los estudios que relacionan el *navicular drop* con lesiones en rodilla es el llevado a cabo por Barton et al., quienes en su investigación encontraron diferencias en el *navicular drop* en sujetos con síndrome patelofemoral con respecto a los sujetos sanos (Barton et al., 2010). En otro estudio, los valores más altos del *navicular drop* se produjeron en el grupo con síndrome patelofemoral (Mølgaard, Rathleff, & Simonsen, 2011). Del mismo modo, los sujetos que presentaban osteoartritis en el compartimento medial de la rodilla, tenían un tipo de pie más pronado comparado con el grupo control y una diferencia importante en la medida del *navicular drop* (Levinger et al., 2010). En cuanto a lesiones ligamentosas de rodilla, el *navicular drop* junto a otros parámetros, fueron identificados como factores de riesgo en lesiones del ligamento cruzado anterior de la rodilla sin contacto en hombres deportistas (Uhorchak et al., 2003).

En base a todo lo referenciado, consideramos que es necesaria más investigación para aclarar la relación del *navicular drop* con las lesiones, homogeneizar los protocolos de medición y establecer unos parámetros de referencia.

## Principales conclusiones

- Correr se diferencia de caminar principalmente en el mapa de presión plantar por presentar mayores fuerzas de impacto e impulso además de una duración en el apoyo más corta.
- El CPP es el punto de aplicación de la fuerza de reacción del suelo. La proyección de su trayectoria sobre la superficie se conoce como la línea de la marcha y se puede medir utilizando plataformas de presiones. Ha sido utilizado en investigación para valorar diferentes parámetros, entre ellos las diferencias entre pies sanos y lesionados.
- Se han propuesto diferentes subáreas de la planta del pie para las mediciones de presiones plantares. Estas áreas se clasifican en: retropié, parte media del pie y antepié; o de manera más pormenorizada mediante cinco sub-secciones, o llegando a dividirlo en diez.
- Parámetros de la presión plantar como el área total de contacto del pie, la fuerza máxima y la presión pico se incrementan significativamente en función de la velocidad.
- En el mapa de presión plantar se observa que a mayor velocidad, mayor porcentaje de individuos que utilizan un patrón de mediopié o antepié.
- Las medidas estáticas de las extremidades inferiores y del pie son poco efectivas y tienen un valor limitado para predecir el comportamiento dinámico del pie y, por consiguiente, del miembro inferior.
- El arco longitudinal medial del pie desempeña un importante rol en la absorción del impacto y transferencia de energía durante la marcha.
- Hay evidencias científicas que sugieren que las medidas del *navicular drop* se asocian con parámetros biomecánicos específicos de la marcha, en las extremidades inferiores.

### 3. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO



La actividad física, incluido correr, es importante para el mantenimiento o la mejora de la salud, ya que previene enfermedades crónicas no transmisibles y mejora la calidad de vida. Concretamente, las carreras de larga distancia son una actividad recreativa muy popular y un deporte competitivo muy aclamado. El número de participantes en este tipo de eventos crece año a año y, paralelamente, aumenta el interés de los corredores, no sólo profesionales sino amateurs, por mejorar su rendimiento y poder disfrutar de la carrera sin padecer las temidas lesiones. Para mantener a los corredores sanos, es de suma importancia tener un completo conocimiento de la biomecánica de la carrera y saber evaluar los diferentes parámetros involucrados en la prevención de lesiones.

Como se ha referenciado anteriormente, un corredor de larga distancia completa un km en, aproximadamente, 600 pasos. Teniendo en cuenta que un corredor tipo, que compite habitualmente en este tipo de carreras, entrena unos 35-40 km a la semana, implica que dé unos dos millones de pasos corriendo al año. Con cada paso o zancada, una fuerza aproximadamente igual a dos veces y medio el peso corporal debe ser absorbida y disipada por el cuerpo.

Por lo tanto, y a la vista de estos datos, el corredor de larga distancia está expuesto a lesiones por uso excesivo de las extremidades inferiores; situación en la que el pie, y en particular su contacto con el suelo, juega un papel importante.

Partiendo de la premisa de que las medidas estáticas no predicen ni reproducen movimientos dinámicos en los atletas que compiten y entrenan principalmente corriendo, cualquier estudio biomecánico y posterior asesoramiento debe realizarse analizando la biomecánica de la carrera.

La principal motivación a la hora de realizar este estudio de investigación ha sido el observar la poca homogeneidad y control de parámetros en la bibliografía revisada: las diferencias en el diseño de los estudios y las metodologías, como correr en pista y tapiz rodante, diferentes modelos de calzado (principalmente en la condición minimalista), velocidades prescritas y no individualizadas, así como las situaciones calzado y descalzo.

Es por ello que a nuestro entender, y en base a la bibliografía revisada, este es el primer estudio que analiza a los corredores de manera individualizada simulando sus velocidades de carrera en larga distancia, con el mismo calzado, aplicando la misma técnica de atado y aleatorizando el orden de ejecución de las pruebas biomecánicas dinámicas (i.e.,

caminar calzado, caminar descalzo, correr calzado y correr descalzo), con la finalidad de minimizar los posibles efectos de la fatiga sobre los resultados.

## APROXIMACIÓN EXPERIMENTAL AL PROBLEMA

Para la evaluación de la biomecánica de la marcha y de la carrera en las diferentes condiciones experimentales (i.e., caminar calzado, caminar descalzo, correr calzado y correr descalzo), se estudió la trayectoria del centro de presión del pie (CPP) y sus fases (Figura 13), utilizando un diseño de medidas repetidas aleatorizado en el que los participantes actuaron como sus propios controles.

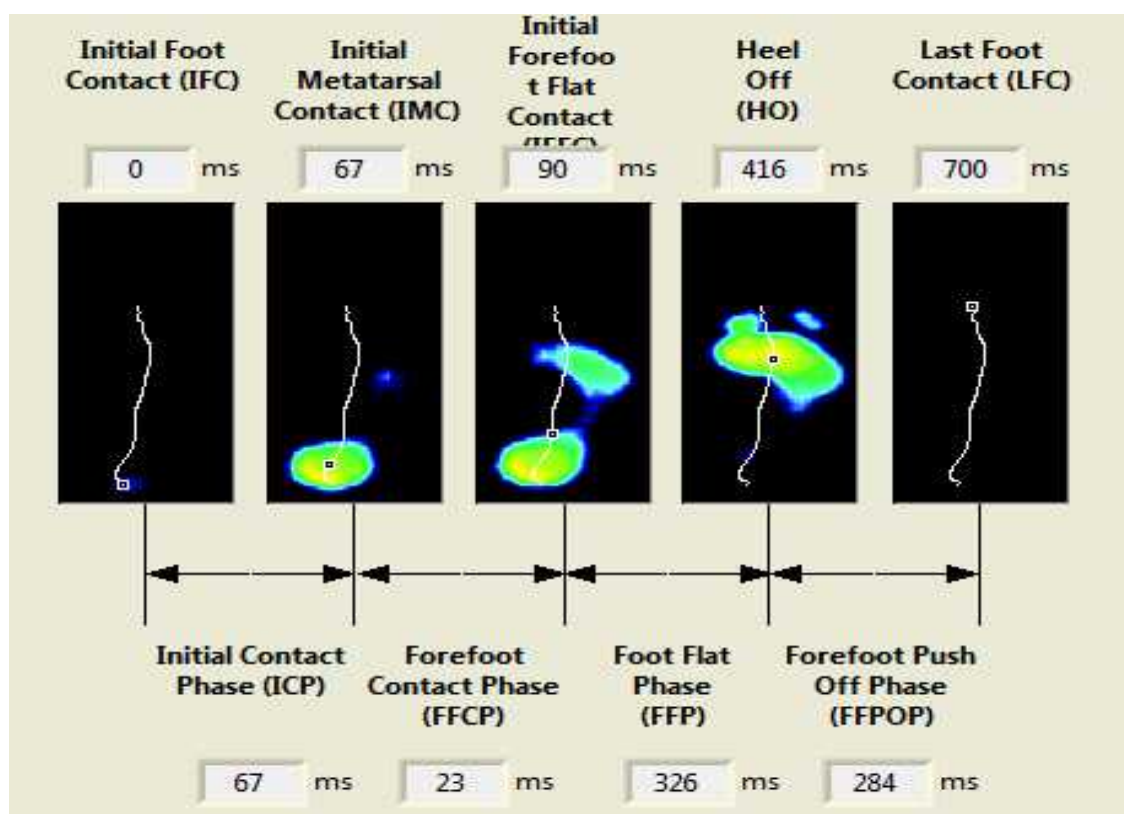


Figura 13. Ejemplo de las fases del CPP en un pie derecho. La imagen muestra el momento en el que se produce el contacto de cada una (superior) y su duración (inferior).

La velocidad en las pruebas biomecánicas de la marcha fue del 55% de la velocidad (Vel55%) a partir de la cual caminar es menos económico que correr (i.e., 8,5 km/h) (MARGARIA, CERRETELLI, AGHEMO, & SASSI, 1963); es decir 4,7 km/h (i.e., 1,305 m/s). En el caso de las pruebas biomecánicas de la carrera, la velocidad estipulada correspondió al 85% de la velocidad aeróbica máxima (VAM), previamente determinada para cada participante a través del *test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal* (UMTT, del término original en francés *Université de Montréal Track Test*) (Léger & Boucher, 1980).

Los participantes realizaron, en orden aleatorio, repeticiones de, aproximadamente, 50 y 100 m caminando y corriendo, respectivamente, en una pista de atletismo homologada de 400 m de cuerda, calzados y descalzos, a una velocidad constante correspondiente a los valores anteriormente indicados e impuesta por una bicicleta con velocímetro y con intervalos de recuperación entre las repeticiones de, como mínimo, 1 minuto.

#### 4. HIPÓTESIS

1. **Hipótesis nula ( $H_0$ ):** la velocidad y el nivel deportivo del sujeto no modifica la zona de contacto inicial (CI) del pie con el suelo cuando el sujeto corre.

**Hipótesis alternativa ( $H_1$ ):** la velocidad y el nivel deportivo del sujeto afectarán a la zona de CI del pie con el suelo cuando el sujeto corre.

2. **Hipótesis nula ( $H_0$ ):** el nivel deportivo no modifica el momento en el que se produce el contacto en las diferentes fases de la pisada caminando, así como el tiempo de permanencia en cada una de ellas.

**Hipótesis alternativa ( $H_1$ ):** el momento en el que se produce el contacto en las diferentes fases de la pisada caminando, así como el tiempo de permanencia en cada una de ellas, se verá afectado en función del grupo a estudio.

3. **Hipótesis nula ( $H_0$ ):** el nivel deportivo no se asocia con tener lesiones.

**Hipótesis alternativa ( $H_1$ ):** el nivel deportivo se asocia con tener lesiones.

4. **Hipótesis nula ( $H_0$ ):** el *navicular drop* no se asocia con tener lesiones.

**Hipótesis alternativa ( $H_1$ ):** el *navicular drop* se asocia con tener lesiones.

## 5. OBJETIVOS

**1. Estudiar la cinemática de la carrera a pie, calzado y descalzo, a velocidad individualizada en el conjunto de los participantes y en cada uno de los grupos en función del nivel de rendimiento deportivo.**

- 1.1 Identificar la zona de contacto inicial (CI) del pie corriendo, calzado y descalzo.
- 1.2 Determinar y comparar la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo.

**2. Estudiar la cinética de la marcha, caminando calzado y descalzo, a una velocidad específica del 55% de la velocidad a partir de la cual correr es más económico que caminar.**

- 2.1 Determinar el porcentaje del intervalo de tiempo en el que se produce cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando, calzado y descalzo, en cada uno de los grupos en función del nivel de rendimiento deportivo.
- 2.2 Determinar el porcentaje del intervalo de tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando, calzado y descalzo, en cada uno de los grupos en función del nivel de rendimiento deportivo.
- 2.3 Determinar la duración total de la pisada caminando, calzado y descalzo, en cada uno de los grupos.

**3. Estudiar la prevalencia de lesiones por sobreuso en el miembro inferior y su relación con distintos parámetros biomecánicos (la zona de contacto inicial y el *navicular drop*) en función del nivel del participante.**

- 3.1 Determinar la relación entre la prevalencia de lesiones en el miembro inferior, en los últimos seis meses y a lo largo de la vida deportiva, y la zona de contacto inicial corriendo calzado.
- 3.2 Determinar la relación entre la prevalencia de lesiones en el miembro inferior y los valores del *navicular drop*.



## 6. MATERIALES Y MÉTODOS

## 6.1 TIPO DE ESTUDIO

**E**studio experimental (ensayo de campo).

## 6.2 ÁMBITO DE ESTUDIO

**E**l estudio fue realizado en las instalaciones de la Facultad de Ciencias del Deporte y la Educación Física del Campus universitario de Bastiagueiro de la Universidade da Coruña y en la clínica OXEO, La Coruña. Nuestro centro de investigación está situado en una localidad costera, a nivel del mar, en el noroeste de Galicia, España. Todas las pruebas se realizaron en la estación del verano, con una temperatura y humedad relativa medias, durante la etapa de recogida de los datos de  $17,66 \pm 3,05^{\circ} \text{C}$  y  $76,36 \pm 10,17\%$ , respectivamente (históricos para la ciudad de La Coruña consultados en la *web* [www.meteogalicia.es](http://www.meteogalicia.es)).

## 6.3 PERÍODO DE ESTUDIO

**T**odos los participantes acudieron a nuestro centro de investigación en tres ocasiones diferentes, a lo largo de un período no superior a dos semanas (entre el 10 de junio de 2013 y el 10 de julio de 2013), y con un tiempo de separación mínimo entre las visitas de 24 h.

## 6.4 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Se dividió a los participantes por grupos en función de los criterios de inclusión especificados en la Tabla 1. Se establecieron tres grupos experimentales: atletas de alto nivel (ATAL), atletas de nivel medio (ATMED) y grupo control (CON).

**ATAL:** sujetos que practicaban atletismo a alto nivel (i.e., atletas).

**ATMED:** sujetos que practicaban atletismo (i.e., atletas).

**CON:** sujetos activos no atletas (realizaban cualquier deporte pero diferente al atletismo).

En los grupos de atletas (i.e., ATAL y ATMED) se tuvieron que cumplir, como mínimo, uno de los criterios de inclusión establecidos para entrar a formar parte del grupo correspondiente (e.g., tener una mejor marca personal inferior o igual a la determinada para cada grupo, ya fuese en 10 km o en media maratón), mientras que los sujetos del grupo control (CON) tuvieron que cumplir todos los criterios de inclusión.

**Tabla 1.** Criterios de inclusión en función del grupo

|  | <b>ATAL<br/>(n = 18)</b> | <b>ATMED<br/>(n = 15)</b> | <b>CON<br/>(n = 15)</b> |
|--|--------------------------|---------------------------|-------------------------|
| Sesiones de entrenamiento semanal      | -                        | -                         | 3                       |
| Tiempo de entrenamiento semanal (min)  | -                        | -                         | 90                      |
| Mejor marca en 10 km en ruta (min:s)   | 36:56*                   | 40:04                     | -                       |
| Mejor marca en medio maratón (h:min:s) | 01:23:27**               | 01:30:58†                 | -                       |

ATAL: Grupo de atletas de nivel alto; ATMED: Grupo de atletas de nivel medio; CON: Grupo control. \*Marca incluida en el primer cuartil del Ranking Gallego Absoluto de 10 km en ruta en la temporada 2011/2012; \*\*Marca incluida en el primer cuartil del Ranking Gallego Absoluto de Medio Maratón en la temporada 2011/2012; †Marca incluida en el segundo cuartil del Ranking Gallego Absoluto de 10 km en ruta en la temporada 2011/2012; ‡Marca incluida en el segundo cuartil del Ranking Gallego Absoluto de Medio Maratón en la temporada 2011/2012.

## 6.5 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Fueron excluidos del estudio aquellos sujetos que no cumplieron los criterios de inclusión y/o que presentaron lesiones al inicio del estudio o durante el desarrollo del mismo.

## 6.6 EVALUACIONES

### 6.6.1 DÍA 1

#### 6.6.1.1 Anamnesis del participante y entrevista personal

Cada uno de los participantes fue entrevistado de forma individual antes de comenzar cualquier tipo de evaluación. Se aplicó un cuestionario (Anexo 1) en el cual se recogieron datos acerca del historial deportivo y del programa de entrenamiento actual, así como una anamnesis médico-deportiva de las lesiones y/o enfermedades que el individuo padeció en los últimos 6 meses y a lo largo de su vida deportiva. Las lesiones debían haber sido diagnosticadas por personal sanitario cualificado para tal tarea.

124

#### 6.6.1.2 Evaluación antropométrica

Se solicitó a los participantes que no realizaran ningún tipo de actividad física, ni moderada ni intensa, durante las 24 h previas a la evaluación, así como que no bebieran ningún tipo de bebida con cafeína, teína o sustancias similares. Los investigadores ofrecieron una serie de recomendaciones nutricionales a los participantes, a los que se les pidió que ingirieran una comida rica en carbohidratos de asimilación lenta con una antelación de, como mínimo, 3 h respecto a la primera evaluación. Los participantes pudieron hidratarse *ad libitum* antes y después de los test de esfuerzo físico, pero sólo con agua.

##### 6.6.1.2.1 Peso y estatura

El peso y la estatura se evaluaron con una báscula (SilverCrest, KH 804, Alemania) y con un tallímetro (Año, Sayol, España), previamente calibrados, siguiendo los protocolos recomendados por el Grupo Español de Cineantropometría (Aragón et al., 1993).

##### 6.6.1.2.2 Perímetro de la cintura

El perímetro de cintura se midió con una cinta antropométrica con precisión de 0,2 mm (Prym, Alemania) en el punto medio situado entre el borde inferior de la caja torácica y la cresta ilíaca, de acuerdo con Han et al. (Han, van Leer, Seidell, & Lean, 1995).

### 6.6.1.2.3 Composición corporal

La composición corporal se estimó mediante ecuaciones validadas a partir de la medición de pliegues cutáneos con un plicómetro con precisión de 0,2 mm (Holtain Crymych, Reino Unido), de diámetros óseos con un paquímetro con precisión de 0,02 mm (Facom 805. L, Stanley Black & Decker Group, EE.UU.) y de perímetros con una cinta antropométrica con precisión de 0,2 mm (Prym, Alemania), de acuerdo con los protocolos recomendados por el Grupo Español de Cineantropometría (Aragón et al., 1993). Se realizaron tres mediciones para cada una de las variables y se obtuvo la media aritmética. Para la estimación de la densidad corporal, del porcentaje de masa grasa (% MG), de la masa ósea (MO) y de la masa muscular esquelética (MME) se siguieron las ecuaciones recomendadas recientemente por el Grupo Español de Cineantropometría (Alvero et al., 2009) para adultos de diferentes rangos de edad (Tabla 2).

**Tabla 2.** Ecuaciones para la estimación de la densidad corporal, del porcentaje de masa grasa, de la masa ósea y de la masa muscular esquelética.

| Autores                   | Medición | Ecuación   |
|---------------------------|----------|--|
| Durnin & Womersley (1974) | DC       | $= 1,1765 - 0,0744 (\log_{10} 4a)$   |
| Siri (1961)               | % MG     | $(495/DC) - 450$   |
| Rocha (1975)              | MO (kg)  | $3,02 \times (\text{talla}^2 \times DM \times DF \times 400)^{0,712}$  |
| Lee (2000)                | MME (kg) | $\text{Talla} \times (0,00744 \times \text{PBC}^2 + 0,00088 \times \text{PMC}^2 + 0,00441 \times \text{PGC}^2) + (2,4 \times \text{sexo}) - 0,048 \times \text{edad} + \text{etnia} + 7,8$ |

DC: Densidad corporal;  $\log_{10}$ : ecuación para sexo masculino; 4a: sumatorio de 4 pliegues en milímetros: tríceps, bíceps, subescapular e ileocrestal; % MG: porcentaje de masa grasa; MO: masa ósea en kilogramos; talla<sup>2</sup>: talla al cuadrado en metros; DM: diámetro de la muñeca en metros; DF: diámetro del fémur en metros; MME: masa muscular esquelética en kilogramos; talla: talla en metros; PBC: perímetro del brazo corregido en centímetros = perímetro del brazo relajado - (3,1416 × (pliegue tríceps en milímetros/10)); PMC: perímetro del muslo corregido en centímetros = perímetro del muslo - (3,1416 × (pliegue muslo anterior en milímetros/10)); PGC: perímetro gemelar corregido en centímetros = perímetro gemelar - (3,1416 × (pliegue de la pierna medial en milímetros/10)); sexo: hombres = 1; edad: edad en años; etnia: asiáticos = -2, afroamericanos = 1,1, caucásicos e hispánicos = 0.

6.6.1.2.3.1 Ejemplos de pliegues cutáneos medidos y evaluados



Figura 14. Pliegue tricpital



Figura 15. Pliegue bicipital



Figura 16. Pliegue ileocrestal

Ejemplos de pliegues cutáneos medidos y evaluados (continuación)



Figura 17. Pliegue muslo anterior



Figura 18. Pliegue pierna medial



6.6.1.2.3.2 Diámetros medidos y evaluados



Figura 19. Diámetro muñeca



Figura 20. Diámetro fémur



6.6.1.2.3.3 Ejemplos de perímetros medidos y evaluados



Figura 21. Perímetro brazo relajado



Figura 22. Perímetro muslo relajado



Figura 23. Figura gemelo relajado

### 6.6.1.3 Evaluación podálica

#### 6.6.1.3.1 Navicular drop test

El test del *navicular drop* (i.e., caída del hueso escafoides del pie), fue utilizado como una medida clínica de la pronación del pie (tanto del derecho como del izquierdo).

La evaluación y la posterior interpretación de los datos fueron llevadas a cabo por el autor de esta Tesis Doctoral junto con uno de los colaboradores del estudio, ambos podólogos con más de 7 años de experiencia clínica y docentes en el ámbito de la podología deportiva, para garantizar la mayor validez en todos los procesos de la investigación. El *navicular drop* se midió y evaluó de manera similar a los métodos descritos en la bibliografía revisada (Figura 24).



Figura 24. Fotogramas correspondientes a una de las mediciones del *navicular drop*.

Fueron evaluados los 96 pies de los 48 sujetos que participaron en el estudio en dos posiciones.

En la primera posición, los individuos repartieron el peso de su cuerpo de manera equilibrada entre los dos pies, mientras el investigador colocaba la articulación subastragalina en posición neutra, la cual es definida como la posición de máxima congruencia entre el calcáneo y el astrágalo. Posteriormente se marcó con un rotulador permanente y fino la zona más anterior e inferior de la tuberosidad del hueso escafoides. A continuación, se midió la altura del hueso escafoides desde el suelo hasta la zona más distal del mismo y marcada con el rotulador, mediante un calibre digital (Powerfix, Alemania) (Figura 25).



**Figura 25.** Fotograma correspondiente a la medición del navicular en posición neutra.

Seguidamente, se solicitó al sujeto que elevase el miembro inferior no evaluado en ese momento, a una estructura localizada delante de él, y que trasladase el peso de su cuerpo al miembro a valorar al mismo tiempo que flexionaba la rodilla. Fue en ese momento cuando se volvió a medir la altura del hueso escafoides (Figura 26).



**Figura 26.** Fotograma correspondiente a la medición del navicular con el peso sobre el miembro a valorar.

Se realizaron tres medidas para cada posición y se calculó la media aritmética. Posteriormente, se obtuvo la diferencia de altura del escafoides entre la primera y la segunda posición, siendo el resultado la “caída” (i.e., *drop*, en inglés) del hueso escafoides o navicular medido en mm. Se realizó el mismo procedimiento en ambos pies.

Tal y como se indica en el marco teórico de la investigación, no existe un consenso en la literatura revisada para indicar qué valores del *navicular drop* pueden ser predictores de lesión en el miembro inferior siendo, por tanto, otro de los objetivos de este estudio.

#### 6.6.1.4 Determinación de la velocidad aeróbica máxima y de la frecuencia cardiaca máxima y estimación del consumo máximo de oxígeno

Para la determinación de la velocidad aeróbica máxima (VAM) y de la frecuencia cardiaca máxima ( $FC_{max}$ ) se realizó el Test en pista de la Universidad de Montreal (UMTT) (Léger & Boucher, 1980) en una pista de atletismo homologada de 400 m y al aire libre, tal y como se observa en la Figura 27.



**Figura 27.** Momento previo a una de las pruebas para la determinación de la velocidad aeróbica máxima. Uno de los miembros del equipo de investigación informa a los sujetos acerca de las consideraciones previas.

Todos los grupos realizaron un calentamiento homogéneo consistente en ejercicios de movilidad articular y ejercicio aeróbico (i.e., marcha rápida/carrera continua) sin sobrepasar el 60% de la  $FC_{max}$  teórica del sujeto, calculada según Tanaka et al. (Tanaka, Monahan, & Seals, 2001). Cada participante llevó durante el calentamiento y durante el UMTT un monitor de frecuencia cardíaca (Polar Electro OY, Kempele, Finlandia) para la monitorización de la frecuencia cardiaca.



Tras dividir a los participantes en grupos de 5-6 personas, se comenzó el test a una velocidad de  $7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Los participantes se situaron detrás de una bicicleta (Rockrider 5.2, Francia) (Figura 28) que marcó la velocidad a seguir durante la prueba con ayuda de un velocímetro (Sigma BC 5.12, Sigma Elektro, Alemania), previamente calibrado acorde con las instrucciones del fabricante. La velocidad se incrementó en  $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  cada 2 min hasta la máxima extenuación del sujeto. Los participantes fueron animados por los investigadores en todo momento para alentarlos a que se esforzasen al máximo.



**Figura 28.** Fotograma durante una de las pruebas del test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal para la determinación de la velocidad aeróbica máxima. El ciclista controla en todo momento la velocidad de la bicicleta mientras los sujetos corren a la velocidad correspondiente.

A lo largo de la realización de la prueba, los investigadores velaron por el cumplimiento de todos los criterios estipulados en el test (Figura 29). Se asumió como VAM la velocidad alcanzada en el último estadio completado de 2 min. En los casos en los que los sujetos soportasen tan sólo 1 min del último estadio, se asumió como VAM la velocidad del estadio anterior más  $0,5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  (Boullosa & Tuimil, 2009). El consumo máximo de oxígeno fue estimado a través de la ecuación validada propuesta por Léger & Mercier (Léger & Mercier, 1984) en función de la VAM alcanzada en el UMTT. Inmediatamente, tras la finalización de la prueba, los participantes indicaron sus percepciones subjetivas del esfuerzo al final de la prueba a través de la escala de percepción subjetiva del esfuerzo de Borg (Borg, 1982). Pasado un período de

recuperación no inferior a los 15 min, los participantes evaluaron sus sensaciones a lo largo de toda la prueba mediante la *Feeling Scale* o Escala de Sensaciones (Hardy & Rejeski, 1989) (Anexos 2 y 3 respectivamente).



**Figura 29.** Fotograma durante una de las pruebas del test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal para la determinación de la velocidad aeróbica máxima. En este caso, uno de los miembros de la organización controla de cerca (a la izquierda) que se respeten los diferentes parámetros del test.

Además, para que la prueba fuese considerada como máxima, se tuvieron que cumplir uno o más de los siguientes criterios asociados a la extenuación (Poole, Wilkerson, & Jones, 2008):

- Reportar una percepción subjetiva del esfuerzo, en la escala de Borg, justo al finalizar la prueba  $\geq 8$  (Midgley, McNaughton, Polman, & Marchant, 2007).
- Alcanzar una  $FC_{max} > 95\%$  de la  $FC_{max}$  teórica (Esteve-Lanao, San Juan, Earnest, Foster, & Lucia, 2005) calculada según Tanaka et al. (Tanaka et al., 2001).

## 6.6.2 DÍA 2

### 6.6.2.1 Período de familiarización para la siguiente fase del estudio

Tras la realización del UMTT, los participantes pudieron hidratarse *ad libitum* y descansaron, como mínimo, durante 15 min. Posteriormente, realizaron varios ensayos caminando y corriendo, a su velocidad individualizada, en tramos de 100 m, y siguiendo el ritmo impuesto por una bicicleta (Rockrider 5.2, Francia) con un velocímetro incorporado y previamente calibrado (Sigma BC 5.12, Sigma Elektro, Alemania).

El objeto de estas pruebas de familiarización fue conseguir que el participante interiorizase la velocidad específica que tuvo que reproducir durante las evaluaciones biomecánicas dinámicas de la marcha y la carrera (Figura 30). Los investigadores emitieron retroalimentación en todo momento para ayudar a los participantes a mantener un ritmo lo más constante y próximo posible al establecido.



**Figura 30.** Fotogramas correspondientes al proceso de familiarización con la velocidad de carrera desarrollada en las pruebas biomecánicas basada en la VAM previamente determinada mediante el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal. El ciclista controla en todo momento la velocidad y el sujeto corre paralelo a él.



### 6.6.2.2 Protocolo de evaluación

Todos los participantes, independientemente del grupo al que pertenecían, caminaron y corrieron a una velocidad específica e individualizada para caminar y correr, respectivamente, impuesta por una bicicleta (Rockrider 5.2, Francia) provista de un velocímetro previamente calibrado (Sigma BC 5.12, Sigma Elektro, Alemania). La velocidad de caminata estipulada fue de 4,7 km/h, mientras que la de carrera se fijó al 85% de la VAM obtenida en el UMTT.

Las pruebas se desarrollaron en una pista de atletismo al aire libre homologada de 400 m de longitud (i.e., cuerda). Los participantes recorrieron una distancia de entre 60 y 100 m bajo una de las cuatro condiciones posibles y en orden aleatorio, para evitar que las posibles diferencias entre condiciones pudieran ser atribuidas al efecto de la fatiga: caminar calzado, caminar descalzo, correr calzado, correr descalzo.

ABCD  
BCDA  
CDAB  
DABC

A = Caminar calzado  
B = Caminar descalzo  
C = Correr calzado  
D = Correr descalzo

El orden de realización de las pruebas se determinó a través de una papeleta que el participante retiró sin mirar de una bolsa negra y que le asignó un orden determinado.



**Figura 31.** Fotogramas correspondientes al proceso de aleatorización de las pruebas biomecánicas dinámicas. El sujeto extrajo una papeleta doblada de una de las bolsas negras: ATAL, ATMED o CONTROL en función del grupo al que pertenezca.

### 6.6.2.3 Calzado para la realización de las pruebas biomecánicas dinámicas

Los participantes llevaron durante las pruebas su indumentaria habitual de entrenamiento (i.e., ropa deportiva que no impida el movimiento de las articulaciones ni tenga efectos compresivos sobre la musculatura) a excepción del calzado, el cual, tanto para la marcha como para la carrera, fue facilitado por el equipo de investigación, siendo la misma marca y modelo de zapatillas de *running* (Saucony Ride 5, Saucony Inc, Lexington, MA, EE.UU.) (Figura 32), sin ningún tipo de ortesis o corrección plantar, con objeto de no alterar los patrones biomecánicos. La Saucony Ride 5 es una zapatilla que pesa 309 g, de entrenamiento, neutra y con 8 mm de *drop*.



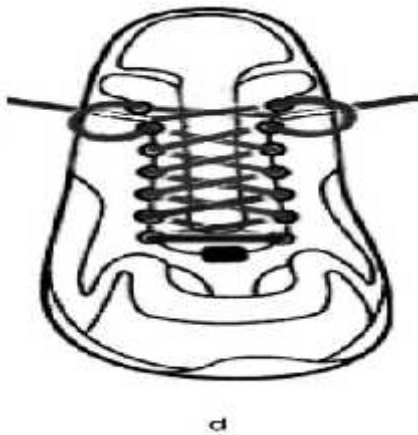
**Figura 32.** Las zapatillas Saucony Ride 5 fueron utilizadas por todos los sujetos del estudio para garantizar la homogeneidad en el calzado deportivo.

### 6.6.3 DÍA 3

#### 6.6.3.1 Evaluaciones biomecánicas en dinámico

##### 6.6.3.1.1 Técnica de atado para la realización de las pruebas biomecánicas dinámicas

**D**e igual modo, se homogeneizó la forma de atado de las zapatillas con el fin de no alterar los patrones biomecánicos, tal y como recomiendan (Hagen & Hennig, 2009) para mayor estabilización del pie y prevención de lesiones (Figuras 33A y 33B).



Extraído de Hagen et al. (2009)

**Figura 33A.** Técnica de atado de las zapatillas para control biomecánico.



**Figura 33B.** Fotogramas correspondientes al proceso de técnica de atado de las zapatillas antes de las pruebas biomecánicas dinámicas.

### 6.6.3.1.2 Protocolo de las evaluaciones biomecánicas en dinámico

Tras la realización de cada repetición de 60-100 m, el participante disfrutó de un período de recuperación pasiva de 1 minuto. En los últimos 30 m de los 60-100 m que tuvieron que recorrer los participantes en cada una de las condiciones, se colocó una plataforma barocomputerizada de presiones (RS Scan International, Clinic Software, Bélgica) con unas dimensiones  $0,58\text{ m} \times 0,42\text{ m} \times 0,01\text{ m}$  y compuesta por 4096 sensores de 300 Hz.

140

En la Figura 34 se muestra un esquema del protocolo de las evaluaciones biomecánicas en dinámico.



Figura 34. Esquema del protocolo de las evaluaciones biomecánicas en dinámico.



#### 6.6.3.1.3 Parámetros y criterios de validación

Antes del comienzo de la recolección de datos, se comprobó el correcto funcionamiento de la plataforma y se calibró de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Además, previo a la realización de las evaluaciones biomecánicas en dinámico, y para asegurar que el participante tuviese el ritmo correcto interiorizado, se realizó una repetición de 60 m caminando y otra de 100 m corriendo a las velocidades individualizadas para cada sujeto, tal y como se ensayó el día 2 durante el periodo de familiarización (Figura 35).



Figura 35. Fotograma correspondiente a la última familiarización y pre-test.

Durante los test de evaluación biomecánica en dinámico de la marcha y la carrera, se aceptaron como válidas las pruebas que, realizadas bajo una de las condiciones estipuladas, cumplieron los siguientes criterios para ambos pies durante el contacto con la plataforma o en los instantes previos:

- (1) Presencia de un patrón de contacto inicial de talón o con el antepié (controlado mediante filmación superlenta y alta definición).
- (2) Mantenimiento de la velocidad prescrita en la ejecución de cada repetición en las diferentes condiciones.
- (3) Ausencia de ajustes en el patrón de la marcha o de la carrera antes o durante el contacto con la plataforma.

Cada participante realizó, como mínimo, dos intentos válidos para cada condición y para cada pie y los investigadores escogieron el mejor de cada uno de los mismos para su posterior análisis.

#### 6.6.3.1.4 Análisis cinemático y cinético de la marcha y la carrera

Para cada ensayo o repetición fueron identificadas semi-automáticamente en la huella de la presión máxima de cada pie, y para cada una de las cuatro condiciones, 10 subáreas como las que se muestran en la Figura 36, a saber: el talón medial, el talón lateral, las articulaciones metatarso-falángicas desde el I al V y el *hallux* (Figura 36).

Las superficies de las áreas a estudio fueron las siguientes: áreas del talón, de 2,1 cm de largo  $\times$  1,5 cm de ancho, y áreas metatarsianas y *hallux*, de 1,4 cm de largo  $\times$  1,0 cm de ancho. Para garantizar la correcta identificación de las 10 subáreas, dos observadores biomecánicos independientes y con experiencia identificaron dichas áreas en 20 ensayos realizados previamente al comienzo del estudio.

De igual modo, se determinaron, para cada una de las condiciones y lados la velocidad del centro de presión y el tiempo en cada una de las fases de la pisada, tal y como se indica en las Figuras 37 y 38 respectivamente.

Al igual que en la validación, evaluación y posterior interpretación de los datos, en los procedimientos anteriormente descritos, fueron el autor de esta Tesis Doctoral y uno de los colaboradores del estudio los que determinaron, de manera consensuada, y con los datos de los dos intentos realizados por los sujetos de cada uno de los grupos del estudio:



Figura 36. Subáreas de la presión máxima durante el contacto del pie con la plataforma.

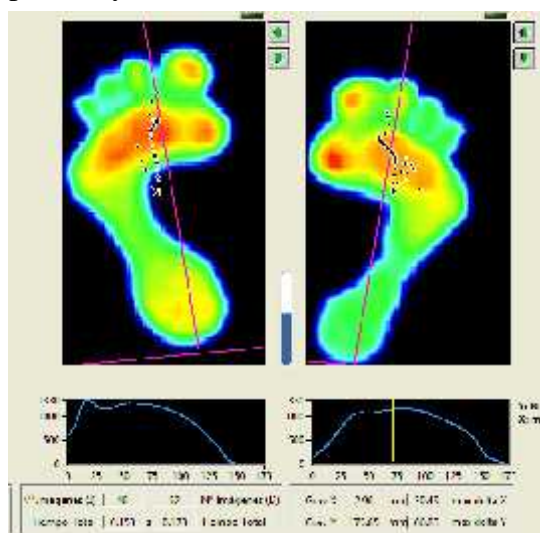
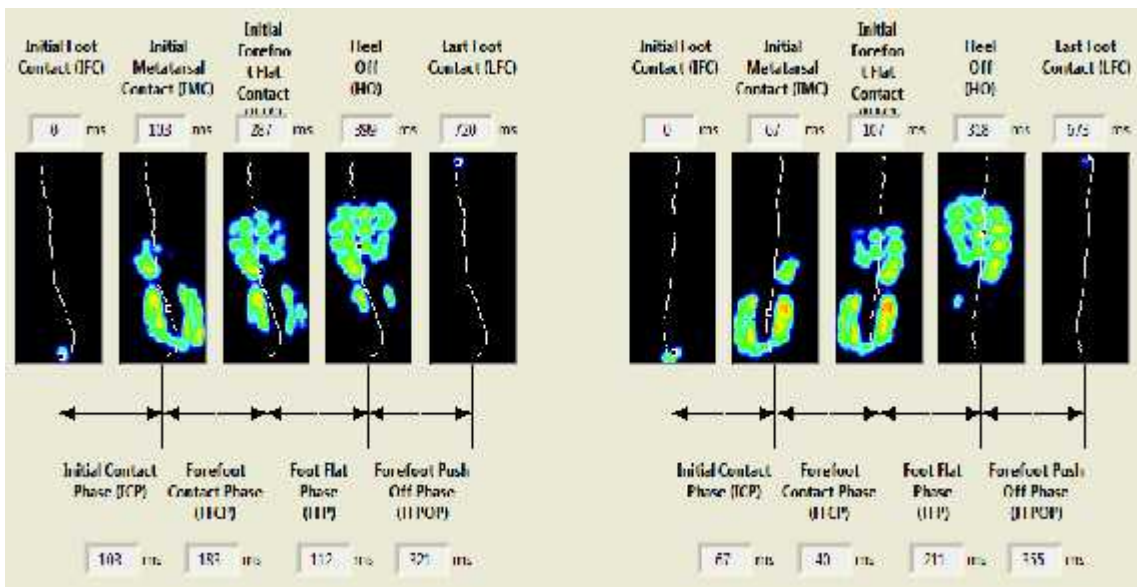


Figura 37. Ejemplo de la evolución del centro de presión de la pisada en la condición corriendo descalzo durante el contacto del pie con la plataforma (izquierdo y derecho).

- (1) La zona de contacto inicial.
- (2) Las fases y el tiempo en cada una de las fases del centro de presión de la pisada.

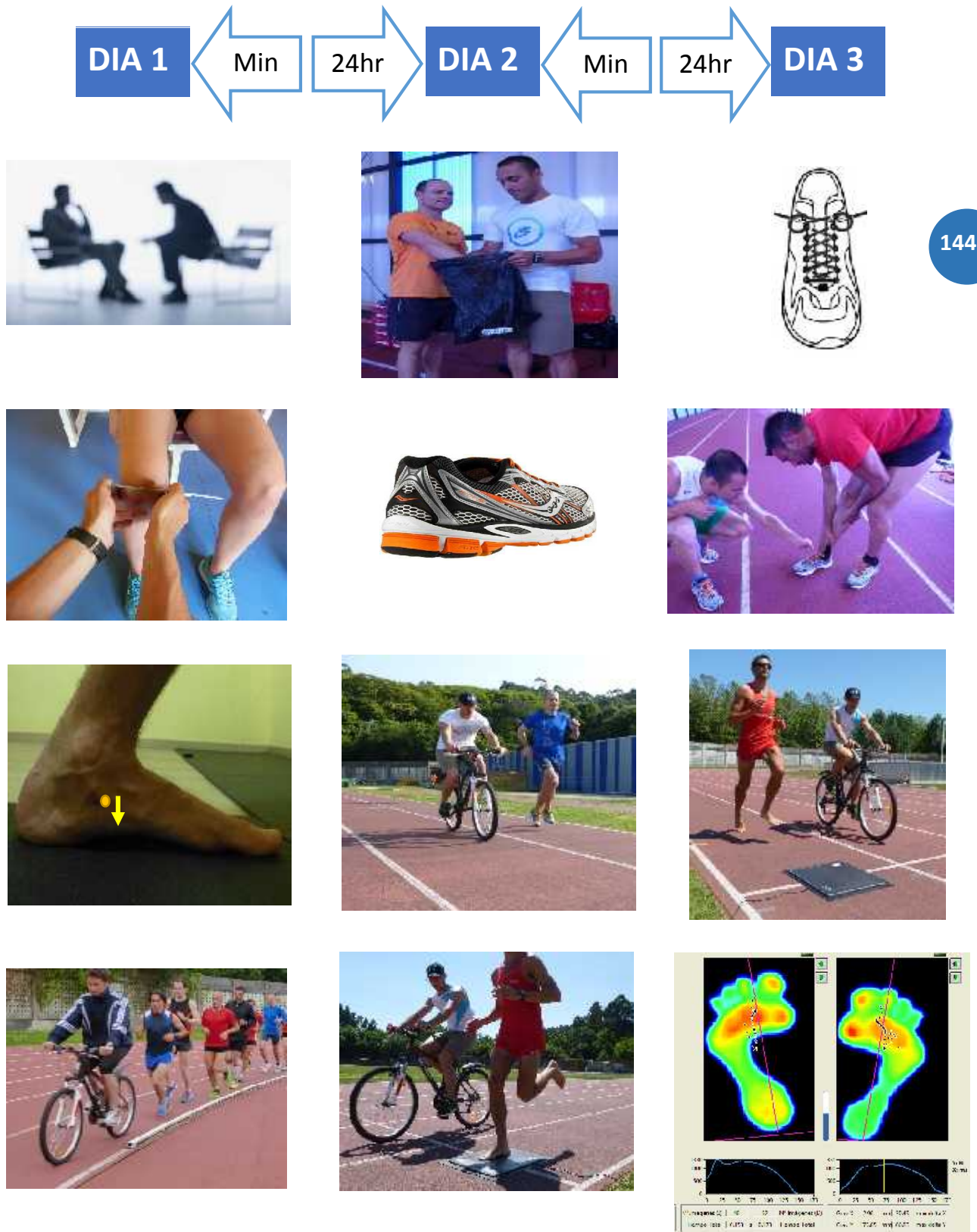
El programa informático de la plataforma Footscan (RSscan Internacional, Bélgica), divide el apoyo del pie en cuatro fases, tal y como se indica en la Figura 38. La primera es la fase de contacto inicial, que se define como el período que se extiende desde el primer contacto del pie hasta el contacto del primer metatarsiano (denominada CT a PCM en nuestro estudio). La segunda fase es la fase de contacto del metatarso o antepié, que es el período inmediatamente posterior a la fase anterior, y que se extiende hasta que todas las cabezas metatarsales contactan con la superficie de la plataforma (denominada PCM a PCP). La tercera es la fase de pie plano, que sigue a la anterior y termina cuando el talón empieza a despegar del suelo (denominada PCP a DT). La cuarta, y última fase, es la de despegue, la cual se inicia cuando el talón se despega del suelo y termina cuando el pie deja de contactar con el suelo (denominada DT a DP).



**Figura 38.** Duración de cada una de las fases durante el contacto del pie con la plataforma (izquierdo y derecho). La Figura muestra el momento en el que se produce el contacto de cada una (leyenda superior) y su duración (leyenda inferior).



6.6.4 Cronograma de todas las fases y pruebas realizadas en la investigación



**Figura 39.** Esquema compuesto por fotogramas correspondientes a cada una de las fases y pruebas realizadas cada uno de los días de la investigación.



## 6.7 DEFINICIONES

**ATLETAS DE RESISTENCIA:** aquellos atletas que compiten en pruebas atléticas de carrera a pie de media y larga distancia, las cuales van desde los 1.500 m hasta la maratón.

**BIOMECÁNICA:** aplicación de los principios mecánicos al estudio del movimiento humano, o la ciencia que se ocupa de la acción de las fuerzas en los seres vivos.

**CINEMÁTICA:** ciencia que tiene por objeto la descripción y estudio del movimiento de los cuerpos sin tener en cuenta las causas que lo producen. Forma parte de la mecánica.

**CINÉTICA:** ciencia que estudia las fuerzas que provocan que un objeto se mueva. En el caso de este estudio se trata más concretamente de cinética dinámica; es decir, se estudian los cuerpos sujetos a fuerzas desequilibradas, lo cual provoca cambios en el movimiento.

**ANTEPIÉ:** parte delantera del pie integrada por los cinco huesos metatarsianos, las catorce falanges y las estructuras de los tejidos blandos asociados.

**RETROPIÉ:** parte posterior del pie integrada por el astrágalo, el calcáneo y los tejidos blandos circundantes.

**CENTRO DE PRESIÓN DE LA PISADA (CPP):** punto sobre la superficie de la planta del pie a través del cual pasa la fuerza resultante de la presión de las distintas zonas plantares.

**NAVICULAR DROP:** distancia entre el punto medio del escafoides y el plano plantar (i.e., superficie de apoyo) de un pie, medida en las condiciones con y sin soportar el peso del cuerpo.

**RIGIDEZ ARTICULAR:** la rigidez de una articulación es la disminución de sus movimientos que puede darse en diverso grado y para diversos rangos del movimiento.

**LESIÓN POR SOBREUSO:** generalmente se producen con el tiempo y están determinadas, en gran medida, por la frecuencia, el volumen, la intensidad y la modalidad de ejercicio. Son el resultado de la repetición de micro-traumatismos en los tendones, huesos y articulaciones.

**CICLO ESTIRAMIENTO-ACORTAMIENTO:** condición mecánica en la cual el almacenamiento y restitución de energía elástica ocurre en el músculo. Esto permite una mayor producción de trabajo, comparado con una contracción de acortamiento simple.

**ENERGÍA ELÁSTICA:** energía que se acumula en el músculo durante el la fase de estiramiento-acortamiento y que se reutiliza como trabajo mecánico durante la fase concéntrica.

**VELOCIDAD AERÓBICA MÁXIMA:** velocidad mínima necesaria para alcanzar el consumo máximo de oxígeno.

**ECONOMÍA DE CARRERA:** demanda de energía para una velocidad de carrera submáxima determinada.

**BAREFOOT RUNNING:** término anglosajón que hace referencia al hecho de correr sin ningún tipo de calzado.

**CALZADO AMORTIGUADO:** zapatilla deportiva con un tacón acolchado, elevado, soporte para el arco plantar interno y una media suela rígida.

**CALZADO MINIMALISTA:** calzado que carece de tacones altos acolchados, suelas rígidas y soporte para el arco.

**DROP (calzado):** término proveniente del inglés que hace referencia a la diferencia de grosor en la suela del calzado entre la zona de apoyo del retropié y la zona del antepié, expresado en mm.

## 6.8 SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Para la captación de sujetos para el estudio se confeccionó un cartel (Anexo 4) informando del estudio y de los criterios de inclusión necesarios para poder formar parte del mismo. Éste se colocó tanto en la Facultad de Ciencias del Deporte y la Educación Física de la Universidade da Coruña como en diferentes centros de entrenamiento atlético (e.g., pista de atletismo cubierta del Palacio de los Deportes de Riazor y pista de atletismo universitaria de Elviña, ambas en la localidad de La Coruña). Al mismo tiempo, se anunció la investigación en la *web* oficial de la Federación Gallega de Atletismo (<http://www.atletismogalego.com>) y en distintas redes sociales.

Los sujetos contactaban con la dirección del estudio a través de teléfono o correo electrónico facilitados, donde en una primera toma de contacto se confirmaba que cumplían los requisitos anteriormente citados. A partir de entonces, se les citaba para realizar la entrevista y anamnesis del participante.

## 6.9 JUSTIFICACIÓN DEL TAMAÑO MUESTRAL

Estimando que la proporción de sujetos que realizan un contacto inicial con el retropié en una carrera de larga distancia a nivel popular se sitúa alrededor de un 93,7% (Kasmer et al., 2013) y queriendo estimar en nuestro estudio dicha prevalencia con una precisión del 7% y una confianza en la estimación de un 95% se precisan estudiar 48 sujetos.

## 6.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Inicialmente se realizó un análisis descriptivo de las variables incluidas en el estudio. Las variables cualitativas se presentan como valores absolutos y porcentajes, mientras que las variables cuantitativas se muestran como media, mediana, desviación típica, rango intercuartílico y valores máximos y mínimos.

Se aplicó el test de *Kolmogorov-Smirnov* para comprobar que todas las variables siguieron una distribución normal en cada uno de los grupos.

Para la comparación de variables cualitativas se calculó el test exacto de *Fisher*, o se realizó un análisis de tendencia lineal, según procediese.

Para la comparación de dos medias para muestras independientes se realizó una *t* de *student*. Para la comparación de más de dos medias se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de 1 factor, previa comprobación de la normalidad. En aquellos casos en los que se detectaron diferencias significativas, se realizaron pruebas *post-hoc* de Scheffé, cuando el tamaño de los grupos fue diferente, y de Tukey, cuando el tamaño de los grupos fue igual. Cuando no se asumió homogeneidad de varianzas, se aplicó el test paramétrico de *Brown-Forsythe*, y para establecer entre qué grupos hubo diferencias se realizaron pruebas *post-hoc* de *Bonferroni* o una T3 de *Dunnett*, según procediese.

Las variables biomecánicas referentes al momento en el que se produjo el contacto del pie con el suelo se analizaron a partir del ANOVA de medidas repetidas (MR) de 4 factores (Grupo  $\times$  Lado  $\times$  Fase  $\times$  Condición) con MR en 3 factores (i.e. Lado, Fase, Condición). Por su parte, las variables biomecánicas referentes al tiempo de contacto del pie con el suelo se analizaron a partir del ANOVA MR de 4 factores (Grupo  $\times$  Lado  $\times$  Duración  $\times$  Condición) con MR en 3 factores (i.e. Lado, Duración, Condición). En todos los casos del ANOVA MR se aplicó la corrección de *Bonferroni* para controlar la tasa de error en las comparaciones por pares, mientras que para las comparaciones múltiples a posteriori (i.e. evaluación inter-sujetos) se realizaron las pruebas *post-hoc* de *Bonferroni*, cuando las varianzas fueron homogéneas, o de Games Howell, cuando las varianzas fueron diferentes.

- Los niveles de cada uno de los factores fueron los siguientes:
  - Grupo, 3 niveles: ATAL, ATMED y CON.
  - Lado, 2 niveles: pie derecho y pie izquierdo.
  - Condición, 2 niveles: calzado y descalzo.
  - Fase (momento en el que se produce el contacto del pie con el suelo), 5 niveles: contacto de talón, primer contacto metatarsal, primer contacto pie plano, despegue de talón y despegue del pie.
  - Duración (tiempo entre las fases de contacto del pie con el suelo), 4 niveles: contacto de talón-primer contacto metatarsal, primer contacto metatarsal-primer contacto pie plano, primer contacto pie plano-despegue de talón, despegue de talón-despegue del pie.

Los datos fueron analizados con los paquetes estadísticos SPSS 18.0 y Epi 6.0.

## 6.11 ASPECTOS ÉTICO LEGALES

**E**n primer lugar, se les explicó detalladamente a todos los participantes el proceso de investigación, así como los riesgos que entraña el mismo, y se aclaró cualquier tipo de duda. Además, todos los sujetos participaron en el estudio de forma voluntaria y firmaron un informe de consentimiento informado antes de proceder con cualquier tipo de evaluación.

### 6.11.1 Consentimiento informado

**P**revio a la realización de cualquiera de las evaluaciones, los participantes recibieron un documento informativo y firmaron un consentimiento informado de participación voluntaria en el estudio (Anexos 5 y 6) acorde con las recomendaciones del *Comité Ético de la Universidade da Coruña*, y siendo aprobado por el mismo (CE07/2013). Los participantes fueron informados de que, en cualquier momento y sin ningún tipo de justificación, podrían tomar la decisión de abandonar el estudio. Los investigadores aclararon cualquier duda planteada por los participantes.

Se garantizó en todo momento la confidencialidad de los datos de cada uno de los participantes, según la Ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, y Real Decreto 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal.

Los participantes consintieron de forma explícita, que se utilizasen los datos con fines divulgativos en el ámbito científico, garantizando en todo momento el anonimato de los sujetos.

## 6.12 ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA

Uno de los trabajos pioneros en el estudio de la biomecánica de la carrera fue el realizado por Bobbert et al. (Bobbert, Yeadon, & Nigg, 1992). Este es uno de los primeros artículos que pretendía analizar la mecánica de la carrera a raíz de la idea de que podría ser útil en la búsqueda de factores etiológicos de las lesiones al correr. A pesar de que este estudio se realizó con una muestra de tres corredores corriendo a sus velocidades preferidas, marcó el inicio de una línea de investigación que continúa siendo muy concurrida en estos días.

Para llevar a cabo esta Tesis Doctoral, se realizó una búsqueda de la literatura en las siguientes bases de datos: Medline (todos los años-mayo de 2014), PubMed (todos los años-mayo de 2014), Cochrane Library (todos los años), Science Direct (todos los años-mayo de 2014), EMBASE (todos los años-mayo de 2014), y Google Scholar (todos los años-mayo 2014). No hubo restricciones de idioma.

Los términos de búsqueda fueron: [foot strike pattern] [biomechanics foot strike patterns] [foot strike running economy] [foot strike and injury rates] [running foot] [running gait] [running shoe] [barefoot running] [shod running] [running performance] [endurance running] [minimalist running] [treadmill running] [plantar pressure] [impact forces] [ground reaction forces].

## 7. RESULTADOS

## 7.1 CARACTERÍSTICAS GENERALES, ANTROPOMÉTRICAS, DE ENTRENAMIENTO, DE RENDIMIENTO ATLÉTICO Y *NAVICULAR DROP*

### 7.1.1 Características generales

Se han estudiado un total de 48 sujetos, todos ellos varones. La media de la edad fue de 33,71 (DT±7,5) años (Figura 40A).

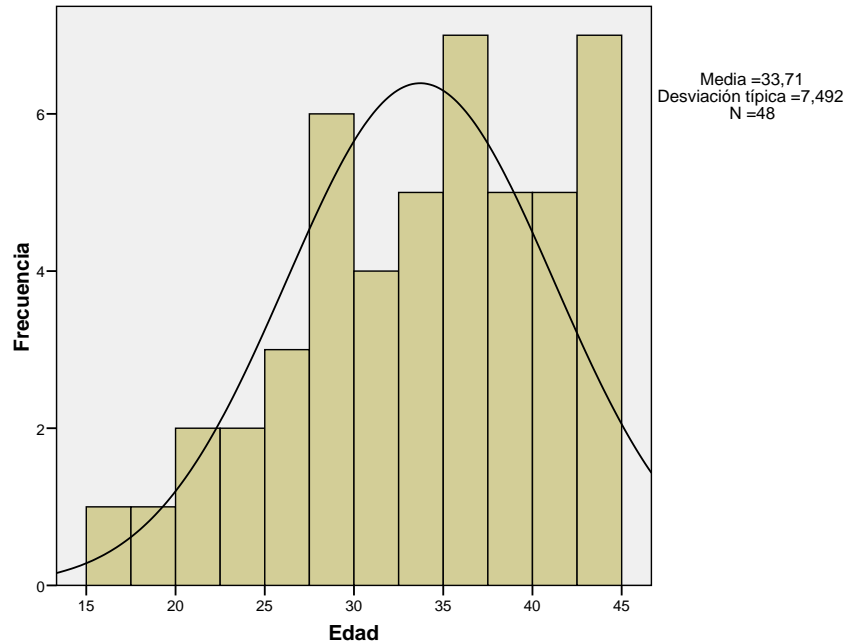


Figura 40A. Distribución de la edad de los participantes.

La distribución de los participantes por grupo estudiado se muestra en la Tabla 3.

**Tabla 3.** Distribución de los participantes por grupo estudiado.

| GRUPO | N  | PORCENTAJE |
|-------|----|------------|
| ATAL  | 18 | 37,5       |
| ATMED | 15 | 31,25      |
| CON   | 15 | 31,25      |

ATAL: Atletas de alto nivel; ATMED: Atletas de nivel medio; CON: individuos pertenecientes al grupo control.



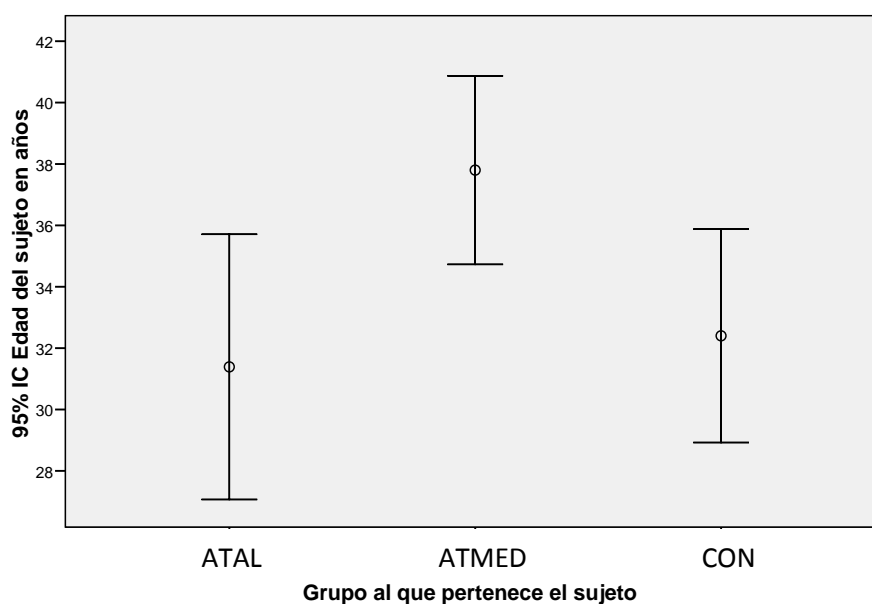
La distribución de la edad por grupo de estudio es presentada en la Tabla 4.

**Tabla 4.** Distribución de la edad de los participantes por grupo estudiado.

| Grupo | N  | Mínimo | Máximo | Media | Me   | DT  | RI        |
|-------|----|--------|--------|-------|------|-----|-----------|
| ATAL  | 18 | 43     | 27     | 31,4  | 33,5 | 8,7 | 22,8-38,3 |
| ATMED | 15 | 45     | 27     | 37,8  | 38   | 5,5 | 35-42     |
| CON   | 15 | 45     | 23     | 32,4  | 31   | 6,3 | 28-35     |
| TOTAL | 48 | 45     | 17     | 33,7  | 34,5 | 7,5 | 28-39,8   |

ATAL: Atletas de alto nivel; ATMED: Atletas de nivel medio; CON: individuos pertenecientes al grupo control.  
DT: desviación típica; Me: mediana; RI: rango intercuartílico

La distribución de la edad por grupo de estudio se ofrece en la Figura 40B, en la que como se puede observar las edades de los grupos eran similares y no existieron diferencias estadísticamente significativas.



**Figura 40B.** Distribución de la edad por grupo de estudio.

### 7.1.2 Características antropométricas

Los sujetos presentaron un índice de masa corporal (IMC) medio de 23,1 kg/m<sup>2</sup> (Figura 41) por lo que, según la clasificación de la Organización Mundial de la Salud (OMS) («WHO | Mean Body Mass Index (BMI)», s. f.), se puede considerar normal. Diez sujetos (i.e., 20,8%) presentaron un ligero sobrepeso (i.e., 2 del ATAL, 4 del ATMED y otros 4 del CON). El IMC por grupo de estudio mostró un patrón similar, tal y como se observa en la Figura 41.

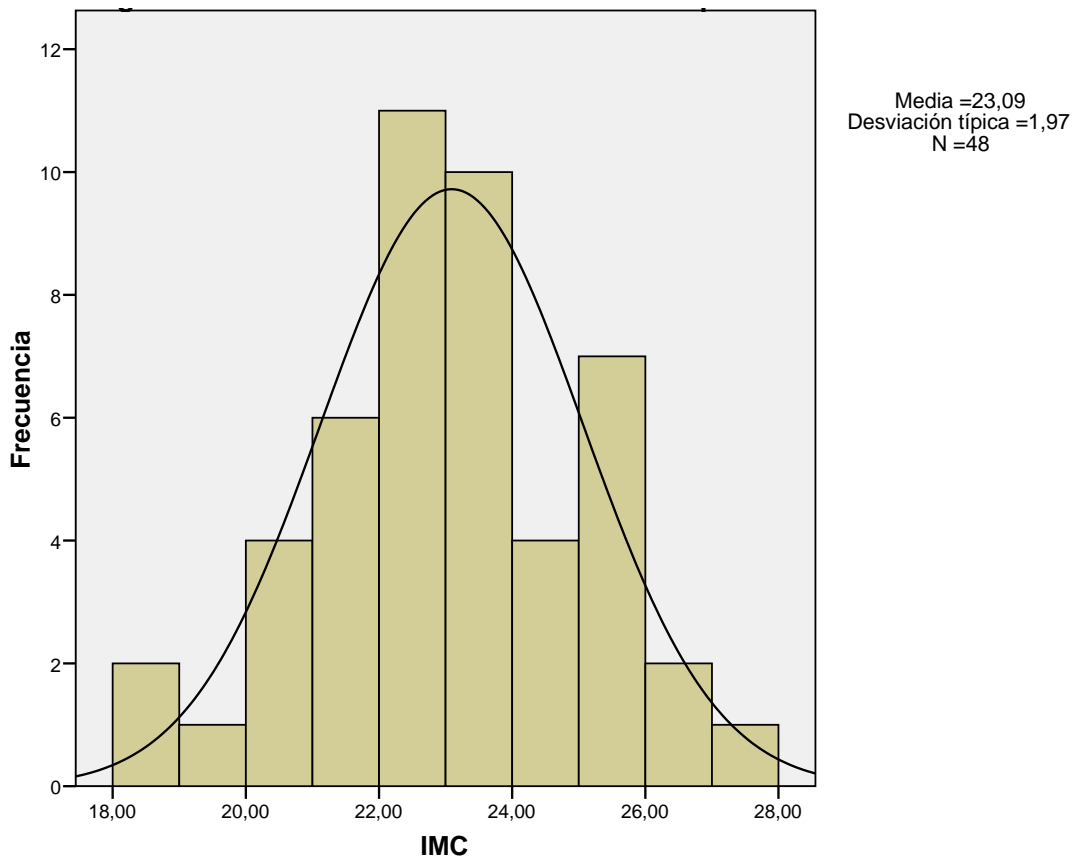


Figura 41. Distribución del índice de masa corporal.

El análisis descriptivo de las variables antropométricas y fisiológicas de la totalidad de la muestra se expone en la Tabla 5.

**Tabla 5.** Análisis descriptivo de las variables antropométricas y fisiológicas de los individuos estudiados.

| Variable                               | Mínimo | Máximo | Media | Me    | DT  | RI          |
|--|--------|--------|-------|-------|-----|-------------|
| Peso del sujeto en kg                  | 50,5   | 91,3   | 70,9  | 71,9  | 8,6 | 66,2-75,7   |
| Estatura del sujeto en cm              | 160,7  | 190,0  | 175,1 | 176,6 | 7,0 | 169,2-179,6 |
| Perímetro de la cintura en cm          | 65,3   | 89,6   | 78,6  | 78,5  | 5,2 | 75,3-82     |
| Presión arterial sistólica en mm Hg    | 95,0   | 150,0  | 117,1 | 118,5 | 9,9 | 111-123     |
| Presión arterial diastólica en mm Hg   | 56,0   | 93,0   | 78,1  | 79,0  | 7,3 | 75,2-83     |
| Sumatorio de 4 pliegues cutáneos en mm | 16,5   | 47,5   | 28,8  | 27,8  | 7,3 | 23,4-32,7   |
| Porcentaje de masa grasa               | 5,8    | 23,8   | 14,7  | 14,5  | 3,8 | 12,3-16,9   |
| Masa ósea en kg                        | 8,6    | 16,3   | 11,8  | 11,8  | 1,5 | 10,6-12,8   |
| Masa muscular esquelética en kg        | 25,6   | 39,8   | 32,1  | 32,2  | 3,3 | 29,3-34,5   |
| Peso residual en kg                    | 10,8   | 25,1   | 16,4  | 16,3  | 3,2 | 14-17,7     |
| Perímetro de gemelo en cm              | 32,1   | 41,2   | 37,3  | 37,6  | 2,2 | 36-39,3     |

Me: mediana; DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

Tratando la muestra en todo su conjunto, y tal y como se puede apreciar en la Tabla 5, los participantes mostraron niveles saludables en los valores medios de las distintas variables.

En la Tabla 6 se muestra la misma distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo de atletas de alto nivel.

**Tabla 6.** Distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                               | Atletas de alto nivel |        |       |      |             |
|--|-----------------------|--------|-------|------|-------------|
|  | Mínimo                | Máximo | Media | DT   | RI          |
| Edad (años)                            | 17                    | 43     | 31,4  | 8,6  | 22,8-38,3   |
| Peso (kg)                              | 50,5                  | 91,3   | 68,3  | 10,4 | 61,7-73,2   |
| Estatura (cm)                          | 160,7                 | 190,0  | 174,4 | 8,1  | 168,1-180,3 |
| Perímetro cintura (cm)                 | 65,3                  | 86,1   | 76,1  | 5,4  | 73,1-79     |
| Presión arterial sistólica en mm Hg    | 95                    | 127    | 115,5 | 8,4  | 110-123,3   |
| Presión arterial diastólica en mm Hg   | 56                    | 85     | 74,8  | 7,9  | 68,3-81,5   |
| Sumatorio de 4 pliegues cutáneos en mm | 16,8                  | 33,4   | 25,1  | 5,0  | 20,6-29,7   |
| Porcentaje de masa grasa               | 5,8                   | 17,6   | 12,8  | 3,3  | 10-15,6     |
| Masa ósea en kg                        | 8,6                   | 14,3   | 11,5  | 1,6  | 10,5-12,7   |
| Masa muscular esquelética en kg        | 25,6                  | 39,8   | 31,2  | 3,9  | 28,3-34,4   |
| Peso residual en kg                    | 10,8                  | 25,1   | 16,6  | 3,4  | 13,9-17,8   |
| Perímetro de gemelo en cm              | 32,1                  | 40,2   | 36,8  | 2,5  | 34,9-39,1   |

DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

La misma distribución de variables antropométricas y fisiológicas, pero en este caso del grupo de atletas de nivel medio se presenta en la tabla 7.

**Tabla 7.** Distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                               | Atletas de nivel medio |        |       |      |             |
|--|------------------------|--------|-------|------|-------------|
|  | Mínimo                 | Máximo | Media | DT   | RI          |
| Edad (años)                            | 27                     | 45     | 37,8  | 5,5  | 35-42       |
| Peso (kg)                              | 56,4                   | 85,9   | 72,2  | 7,4  | 69,8-76,3   |
| Estatura (cm)                          | 164,0                  | 184,4  | 174,7 | 7,1  | 167,5-181,2 |
| Perímetro cintura (cm)                 | 71,6                   | 87,1   | 79,5  | 4,6  | 76,8-83,3   |
| Presión arterial sistólica en mm Hg    | 98                     | 150    | 122,1 | 11,9 | 118-125     |
| Presión arterial diastólica en mm Hg   | 75                     | 93     | 81,1  | 5,5  | 77-86       |
| Sumatorio de 4 pliegues cutáneos en mm | 20,3                   | 43,4   | 29,0  | 8,4  | 21,8-39     |
| Porcentaje de masa grasa               | 8,1                    | 22,3   | 15,5  | 3,9  | 12,6-18,9   |
| Masa ósea en kg                        | 9,3                    | 16,3   | 11,9  | 1,8  | 10,6-12,9   |
| Masa muscular esquelética en kg        | 28,4                   | 36,7   | 32,8  | 2,8  | 30,5-35,4   |
| Peso residual en kg                    | 11,1                   | 21,9   | 16,1  | 2,8  | 14,3-17     |
| Perímetro de gemelo en cm              | 34,2                   | 39,7   | 37,5  | 2,0  | 35,5-39,4   |

DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

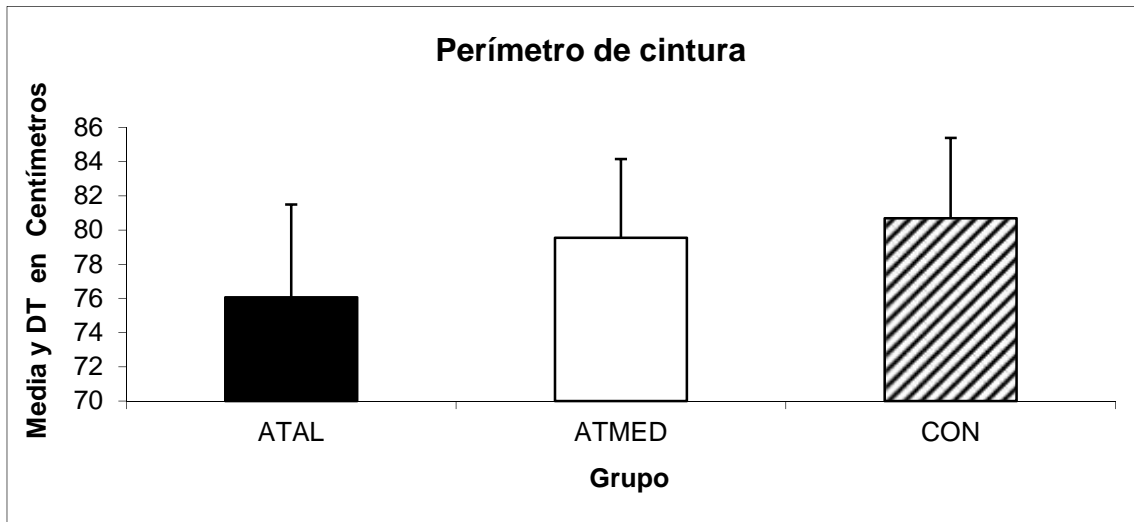
Las variables antropométricas y fisiológicas del grupo control se exponen en la tabla 8.

**Tabla 8.** Distribución de variables antropométricas y fisiológicas del grupo control.

| Variable                               | Grupo control |        |       |     |             |
|--|---------------|--------|-------|-----|-------------|
|  | Mínimo        | Máximo | Media | DT  | RI          |
| Edad (años)                            | 23            | 45     | 32,4  | 6,2 | 28-35       |
| Peso (kg)                              | 61,7          | 88,5   | 72,8  | 6,8 | 68,7-75,9   |
| Estatura (cm)                          | 164,3         | 186,6  | 176,2 | 5,6 | 172,8-179,3 |
| Perímetro cintura (cm)                 | 75,7          | 89,6   | 80,7  | 4,6 | 77,2-85,3   |
| Presión arterial sistólica en mm Hg    | 99            | 125    | 114,1 | 8,0 | 110-122     |
| Presión arterial diastólica en mm Hg   | 65            | 92     | 79,2  | 6,9 | 76-83       |
| Sumatorio de 4 pliegues cutáneos en mm | 22,5          | 47,5   | 33,0  | 6,3 | 29,1-38,1   |
| Porcentaje de masa grasa               | 11,1          | 23,8   | 16,2  | 3,5 | 13,2-18,7   |
| Masa ósea en kg                        | 10,1          | 13,5   | 11,9  | 1,0 | 11,2-12,9   |
| Masa muscular esquelética en kg        | 26,7          | 39,2   | 32,6  | 3,0 | 30,7-34,6   |
| Peso residual en kg                    | 11,0          | 24,1   | 16,4  | 3,4 | 13,8-19     |
| Perímetro de gemelo en cm              | 34,9          | 41,2   | 37,8  | 1,9 | 36-39,5     |

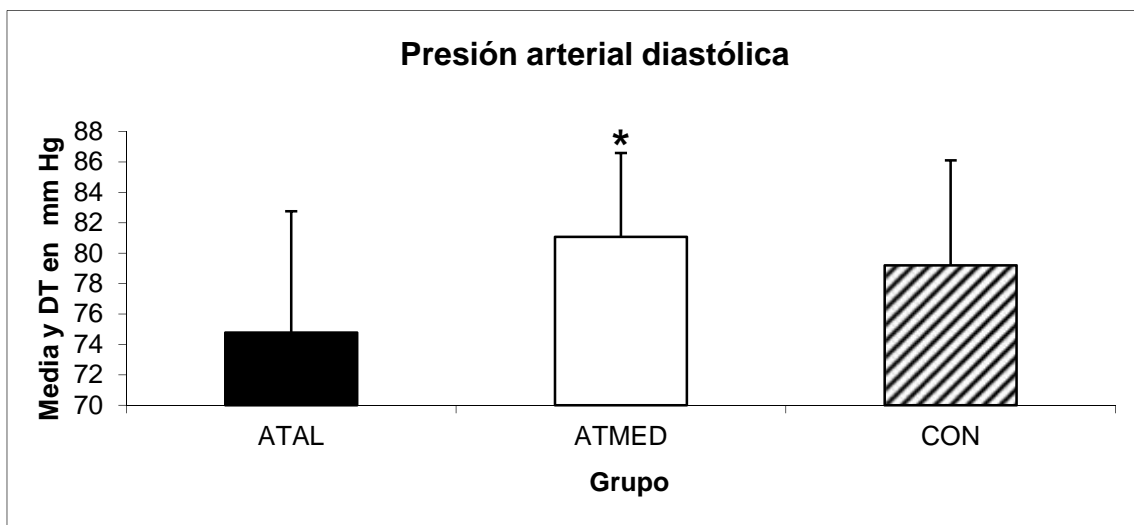
DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

Existen diferencias significativas, en función del grupo, para las variables perímetro de cintura, PAD, sumatorio de pliegues y porcentaje de masa grasa (Figuras 42, 43, 44 y 45).



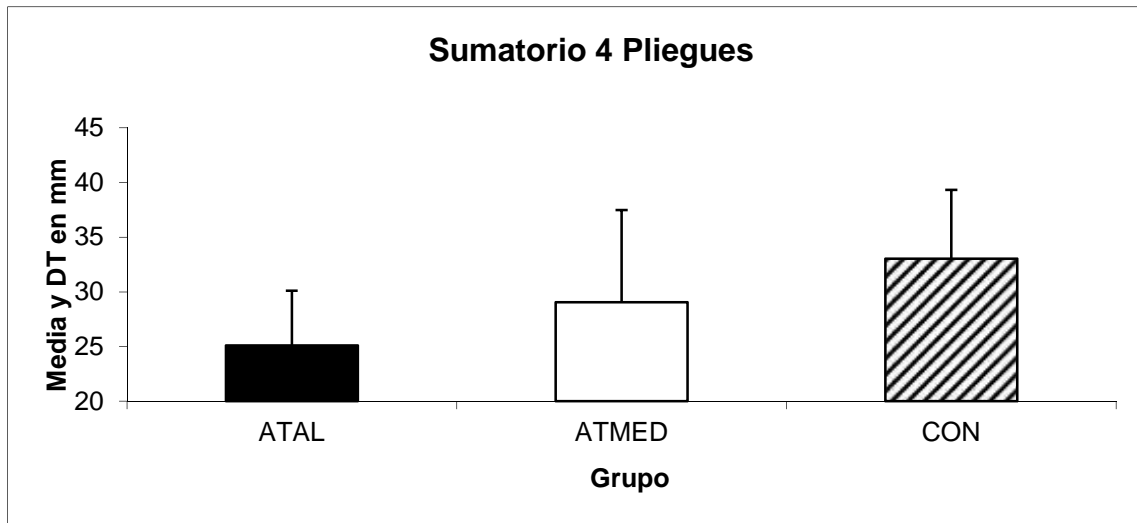
† Diferencias significativas entre los grupos ATAL y CON ( $p < 0,05$ ).

Figura 42. Perímetro de la cintura expresado en cm en función del grupo.



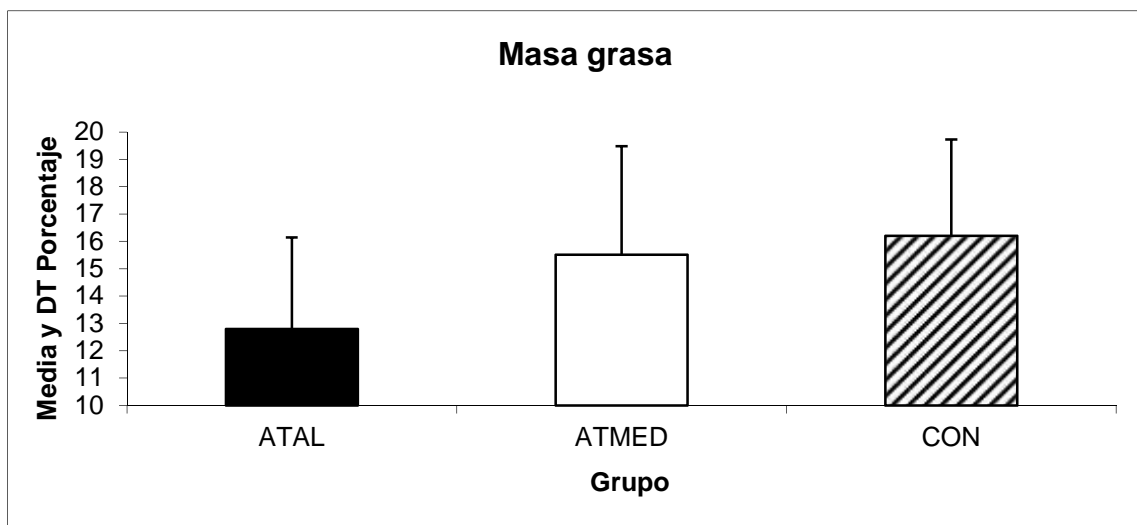
\* Diferencias significativas entre los grupos ATAL y ATMED ( $p < 0,05$ ).

Figura 43. Presión arterial diastólica expresada en mm Hg en función del grupo.



† Diferencias significativas entre los grupos ATAL y CON ( $p < 0,01$ ); Sumatorio 4 pliegues: tricripital, bicipital, subescapular e ileocrestal.

**Figura 44.** Sumatorio de 4 pliegues cutáneos expresado en mm en función del grupo.



† Diferencias significativas entre los grupos ATAL y CON ( $p < 0,05$ ).

**Figura 45.** Porcentaje de masa grasa en función del grupo.

### 7.1.3 Características de entrenamiento

El análisis descriptivo de las variables deportivas de entrenamiento del grupo de atletas de alto nivel se muestra en la Tabla 9.

**Tabla 9.** Valores de las variables deportivas del grupo de atletas de alto nivel.

| Variables deportivas                | Atletas de alto nivel |        |        |        |       |
|-------------------------------------|-----------------------|--------|--------|--------|-------|
|                                     | n                     | Mínimo | Máximo | Media  | DT    |
| Experiencia (años)                  | 18                    | 1,5    | 20     | 7,6    | 5,5   |
| Sesiones semanales                  | 18                    | 3      | 7      | 5,6    | 0,8   |
| Volumen entrenamiento semanal (min) | 18                    | 300    | 1080   | 636,7  | 181,9 |
| Distancia semanal (km)              | 18                    | 30     | 90     | 65,3   | 18    |
| Marca en 10 km (s)                  | 17                    | 1937   | 2250   | 2095,4 | 100,9 |
| Marca en ½ maratón (s)              | 11                    | 4260   | 5400   | 4690   | 326,7 |

*DT: desviación típica*

*Experiencia: años que el participante lleva practicando atletismo*

*Volumen entrenamiento semanal (min): entrenamiento a la semana en minutos*

Como se extrae de la tabla superior, los atletas de alto nivel tenían una experiencia media practicando atletismo de 7,6 años.

En el caso de los atletas de nivel medio, el análisis descriptivo de las variables deportivas de entrenamiento de este grupo, se expone en la Tabla 10.

**Tabla 10.** Valores de las variables deportivas del grupo de atletas de nivel medio.

| Variables deportivas                | Atletas de nivel medio |        |        |        |       |
|-------------------------------------|------------------------|--------|--------|--------|-------|
|                                     | n                      | Mínimo | Máximo | Media  | DT    |
| Experiencia (años)                  | 15                     | 0      | 6      | 2,8    | 1,9   |
| Sesiones semanales                  | 15                     | 2      | 7      | 4,5    | 1,3   |
| Volumen entrenamiento semanal (min) | 15                     | 180    | 960    | 607,9  | 218,5 |
| Distancia semanal (km)              | 15                     | 30     | 65     | 45,7   | 14,5  |
| Marca en 10 km (s)                  | 14                     | 2160   | 2440   | 2334,8 | 80,9  |
| Marca en ½ maratón (s)              | 11                     | 4860   | 5663   | 5223,6 | 201,8 |

*DT: desviación típica*

*Experiencia: años que el participante lleva practicando atletismo*

*Volumen entrenamiento semanal (min): entrenamiento a la semana en minutos*

De la citada tabla, se observa que los atletas que conformaban el grupo de nivel medio, corrían semanalmente una distancia media de 45,7 km.

En la Tabla 11 se presenta un análisis descriptivo de las variables deportivas de entrenamiento del grupo control.

**Tabla 11.** Valores de las variables deportivas del grupo control.

| Variables deportivas                | Grupo control |        |        |       |       |
|-------------------------------------|---------------|--------|--------|-------|-------|
|                                     | n             | Mínimo | Máximo | Media | DT    |
| Experiencia (años)                  | -             | -      | -      | -     | -     |
| Sesiones semanales                  | 15            | 2      | 6      | 3,7   | 1,2   |
| Volumen entrenamiento semanal (min) | 15            | 120    | 630    | 377,1 | 207,1 |
| Distancia semanal (km)              | -             | -      | -      | -     | -     |
| Marca en 10 km (s)                  | -             | -      | -      | -     | -     |
| Marca en ½ maratón (s)              | -             | -      | -      | -     | -     |

*DT: desviación típica*

*Volumen entrenamiento semanal (min): entrenamiento a la semana en minutos*

En la misma se comprueba que los participantes de este grupo a estudio realizaban una media de 3,7 sesiones de entrenamiento semanal, cumpliendo los criterios de inclusión.



#### 7.1.4 Características de rendimiento atlético

Para caracterizar a los sujetos de cada grupo, se realizó una prueba de esfuerzo máximo para evaluar su rendimiento en carrera. Los resultados derivados de la prueba de rendimiento para el conjunto de los 48 sujetos se muestran en la Tabla 12.

**Tabla 12.** Valores de las pruebas de rendimiento atlético de los individuos estudiados.

| Variable                                | Mínimo | Máximo | Media  | Me   | DT    | RI          |
|---|--------|--------|--------|------|-------|-------------|
| VAM (km/h)                              | 15,5   | 21,0   | 18,4   | 18,5 | 1,5   | 17,6-19,5   |
| tUMTT (s)                               | 1133   | 1832   | 1501,1 | 1520 | 190,5 | 1406,3-1647 |
| VO <sub>2max</sub> estimado (ml/kg/min) | 54,2   | 73,5   | 64,4   | 64,8 | 5,38  | 61,7-68,3   |
| FC <sub>max</sub> UMTT (ppm)            | 159    | 204    | 184,9  | 186  | 10,4  | 178-192,8   |
| FC media UMTT (ppm)                     | 124    | 173    | 150,2  | 150  | 10,1  | 143,5-157   |
| IR1' (ppm)                              | 17     | 71     | 38     | 37,5 | 10,7  | 30,3-44     |
| RPE <sub>UMTT</sub>                     | 15     | 20     | 17,3   | 17   | 1,5   | 17-19       |
| FS <sub>UMTT</sub>                      | -3     | 5      | 1,5    | 2,5  | 2,2   | 0,7-3       |

Me: mediana; DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

VAM: velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora; tUMTT: tiempo total en el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal expresado en segundos; VO<sub>2max</sub> estimado: consumo máximo de oxígeno estimado expresado en mililitros por kilogramo de peso por minuto; FC<sub>max</sub> UMTT: frecuencia cardíaca máxima alcanzada en el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal expresada en pulsaciones por minuto; FC media UMTT: frecuencia cardíaca media durante el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal; IR1': índice de recuperación cardíaca tras un minuto de haber finalizado el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal, expresado en pulsaciones por minuto; RPE<sub>UMTT</sub>: percepción subjetiva del esfuerzo evaluada a través de la escala de Borg al finalizar el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal; FS<sub>UMTT</sub>: feeling scale durante la realización del test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal.

Tal y como se puede observar en la Tabla 12 todos los participantes mostraron un nivel de aptitud física cardiorrespiratoria elevado, evidenciado por los valores medios de VO<sub>2max</sub> estimado.

Por término medio, la velocidad aeróbica máxima fue de  $18,4 \pm 1,5$  Km/h (Figura 46).

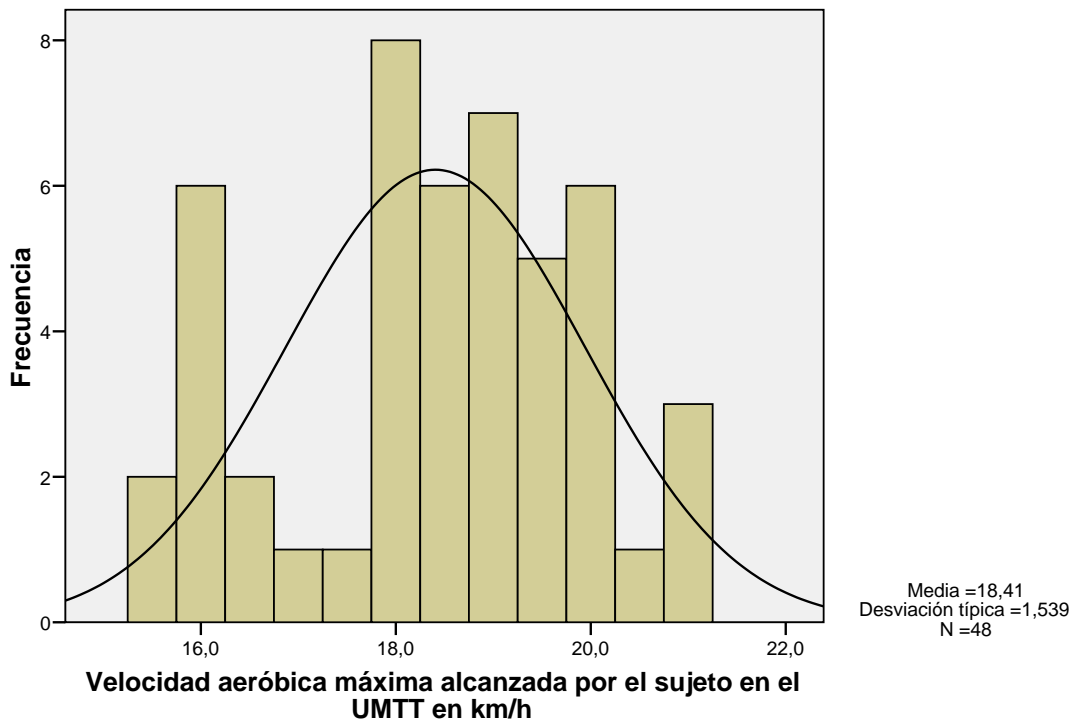


Figura 46. Distribución de la velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora de toda la muestra a estudio.

Como era de esperar, la velocidad aeróbica máxima fue significativamente diferente entre los grupos estudiados (Figura 47).

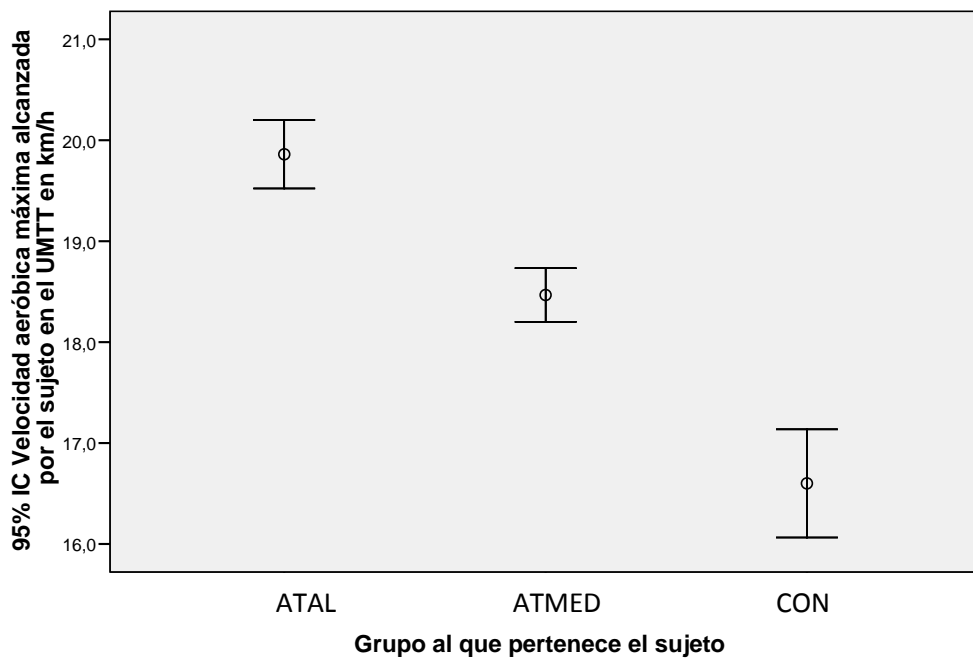


Figura 47. Velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora en función del grupo.

En la Tabla 13 se muestran las mismas pruebas de de esfuerzo máximo para evaluar su rendimiento en carrera en los atletas de alto nivel.

**Tabla 13.** Valores de las pruebas de rendimiento atlético del grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                                | Atletas de alto nivel |        |        |      |             |
|---|-----------------------|--------|--------|------|-------------|
|   | Mínimo                | Máximo | Media  | DT   | RI          |
| VAM (km/h)                              | 19,0                  | 21,0   | 19,9   | 0,7  | 19,4-20,1   |
| tUMTT (s)                               | 1560                  | 1832   | 1680,5 | 81,8 | 1615-1731,8 |
| VO <sub>2max</sub> estimado (ml/kg/min) | 66,5                  | 73,5   | 69,5   | 2,4  | 67,8-70,4   |
| FC <sub>max</sub> UMTT (ppm)            | 167                   | 204    | 186,2  | 9,3  | 179,5-193,8 |
| FC media UMTT (ppm)                     | 138                   | 170    | 149,5  | 9,2  | 143-152,5   |
| IR1' (ppm)                              | 17                    | 64     | 36,7   | 11,1 | 32-41       |
| RPE <sub>UMTT</sub>                     | 15                    | 19     | 17,4   | 1,5  | 16-19       |
| FS <sub>UMTT</sub>                      | -3                    | 5      | 1,7    | 2,6  | -1 - 4      |

DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

VAM: Velocidad Aeróbica Máxima; tUMTT: tiempo total del test en pista de la Universidad de Montreal; VO<sub>2max</sub> estimado: consumo máximo de oxígeno estimado; FC<sub>max</sub> UMTT: frecuencia cardíaca máxima alcanzada en el test en pista de la Universidad de Montreal; FC media UMTT: frecuencia cardíaca media en el test en pista de la Universidad de Montreal; IR1': índice de recuperación después de un minuto; RPE<sub>UMTT</sub>: escala de Borg; FS<sub>UMTT</sub>: feeling scale en el test en pista de la Universidad de Montreal.

Se observa que la VAM de los atletas de alto nivel fue de 19,9 km/h de media.

En la Tabla 14 se muestran las mismas pruebas de rendimiento atlético en los atletas de nivel medio.

**Tabla 14.** Valores de las pruebas de rendimiento atlético del grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                                | Atletas de nivel medio |        |        |      |             |
|---|------------------------|--------|--------|------|-------------|
|   | Mínimo                 | Máximo | Media  | DT   | RI          |
| VAM (km/h)                              | 18,0                   | 19,5   | 18,5   | 0,5  | 18-19       |
| tUMTT (s)                               | 1440                   | 1632   | 1511,3 | 60,4 | 1461-1560   |
| VO <sub>2max</sub> estimado (ml/kg/min) | 63                     | 68,2   | 64,6   | 1,7  | 63-66,5     |
| FC <sub>max</sub> UMTT (ppm)            | 161                    | 203    | 180,1  | 10,9 | 171-188     |
| FC media UMTT (ppm)                     | 124                    | 173    | 146,6  | 11,3 | 140,3-152,5 |
| IR1' (ppm)                              | 20                     | 71     | 39,5   | 13,1 | 29,5-46,5   |
| RPE <sub>UMTT</sub>                     | 15                     | 20     | 17,1   | 1,9  | 15-19       |
| FS <sub>UMTT</sub>                      | -1                     | 5      | 2,1    | 2,1  | 0-4         |

DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

VAM: Velocidad Aeróbica Máxima; tUMTT: tiempo total del test en pista de la Universidad de Montreal; VO<sub>2max</sub> estimado: consumo máximo de oxígeno estimado; FC<sub>max</sub> UMTT: frecuencia cardíaca máxima alcanzada en el test en pista de la Universidad de Montreal; FC media UMTT: frecuencia cardíaca media en el test en pista de la Universidad de Montreal; IR1': índice de recuperación después de un minuto; RPE<sub>UMTT</sub>: escala de Borg; FS<sub>UMTT</sub>: feeling scale en el test en pista de la Universidad de Montreal.

En la tabla se referencia en la RPE<sub>UMTT</sub> un valor de 17,1 de media, siendo este valor asociado a “muy duro” en la percepción del esfuerzo por los participantes.

En el caso de los participantes del grupo control, las pruebas de rendimiento atlético para este grupo están expuestas en la Tabla 15.

**Tabla 15.** Valores de las pruebas de rendimiento atlético del grupo control.

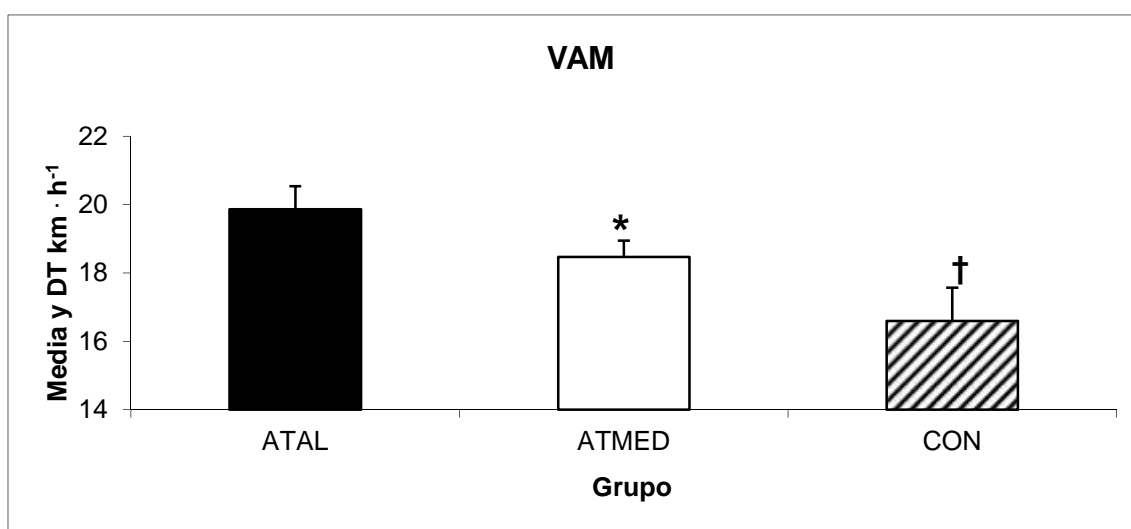
| Variable                                | Grupo Control |        |        |       |           |
|---|---------------|--------|--------|-------|-----------|
|   | Mínimo        | Máximo | Media  | DT    | RI        |
| VAM (km/h)                              | 15,5          | 18,5   | 16,6   | 0,9   | 16-17,5   |
| tUMTT (s)                               | 1133          | 1520   | 1275,6 | 118,8 | 1200-1395 |
| VO <sub>2max</sub> estimado (ml/kg/min) | 54,2          | 64,7   | 58,1   | 3,4   | 56-61,3   |
| FC <sub>max</sub> UMTT (ppm)            | 159           | 202    | 188,3  | 9,9   | 186-192   |
| FC media UMTT (ppm)                     | 134           | 166    | 155,8  | 8,1   | 154-160   |
| IR1' (ppm)                              | 26            | 51     | 38,2   | 7,8   | 31,3-43,3 |
| RPE <sub>UMTT</sub>                     | 15            | 19     | 17,7   | 1,2   | 17-19     |
| FS <sub>UMTT</sub>                      | -2            | 3      | 0,9    | 1,8   | -1 -3     |

DT: desviación típica; RI: rango intercuartílico

VAM: Velocidad Aeróbica Máxima; tUMTT: tiempo total del test en pista de la Universidad de Montreal; VO<sub>2max</sub> estimado: consumo máximo de oxígeno estimado; FC<sub>max</sub> UMTT: frecuencia cardíaca máxima alcanzada en el test en pista de la Universidad de Montreal; FC media UMTT: frecuencia cardíaca media en el test en pista de la Universidad de Montreal; IR1': índice de recuperación después de un minuto; RPE<sub>UMTT</sub>: escala de Borg; FS<sub>UMTT</sub>: feeling scale en el test en pista de la Universidad de Montreal.

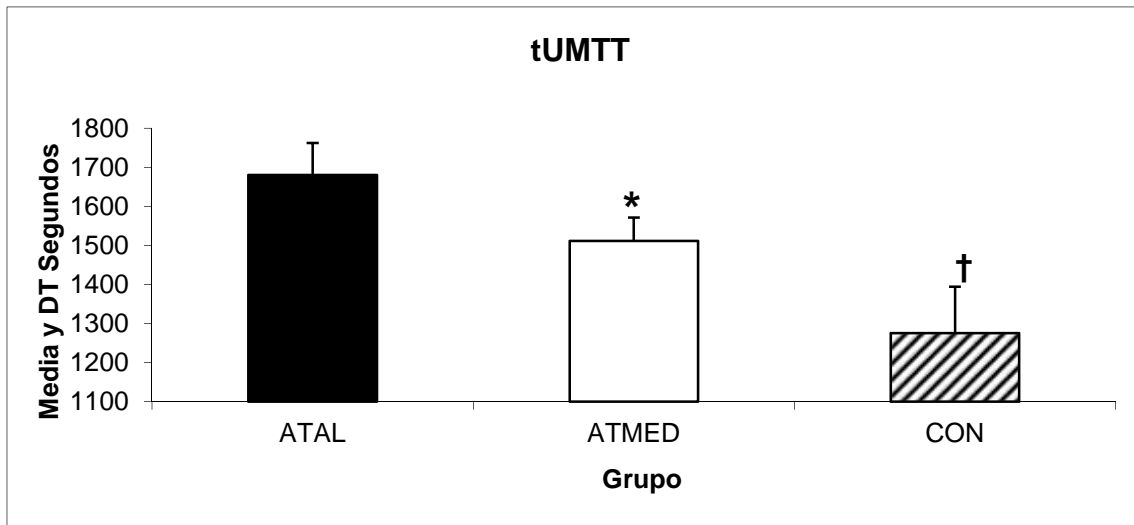
Para el grupo anterior, la FC media en el UMTT fue de 155,8 ppm.

En las Figuras 48,49 y 50 se muestran las comparaciones, en función del grupo, para las variables VAM, tUMTT y VO<sub>2max</sub> estimado, respectivamente. Como se puede observar, existieron diferencias estadísticamente significativas entre los valores medios para las tres variables indicadas y entre todos los grupos estudiados.



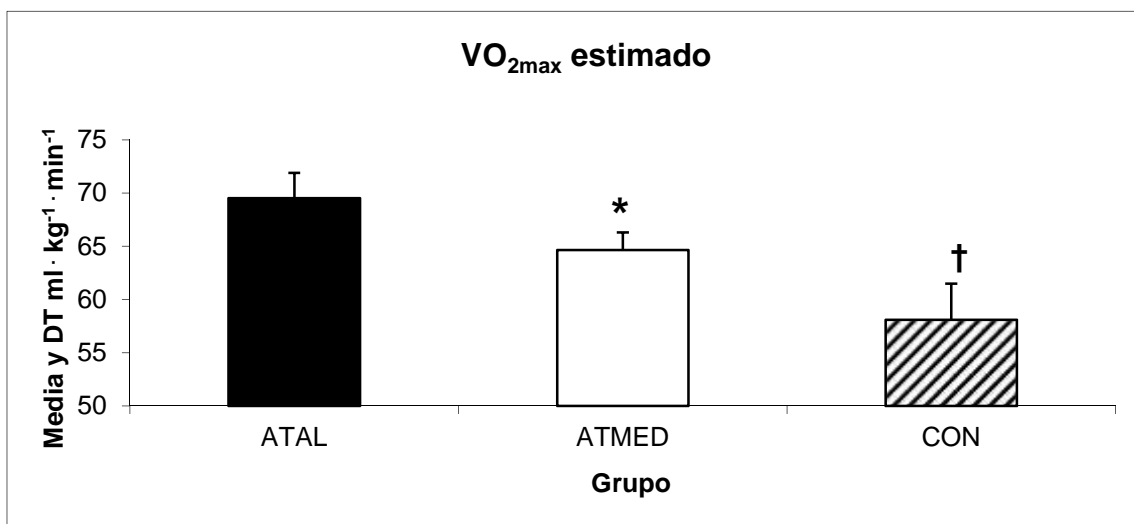
\* Diferencias significativas entre los grupos ATAL y ATMED ( $p < 0,001$ ); † Diferencias significativas entre los grupos ATAL y CON ( $p < 0,001$ ); ‡ Diferencias significativas entre los grupos ATMED y CON ( $p < 0,001$ ).

**Figura 48.** Comparación de la velocidad aeróbica máxima expresada en kilómetros por hora entre los grupos a estudio.



\* Diferencias significativas entre los grupos ATAL y ATMED ( $p < 0,001$ ); † Diferencias significativas entre los grupos ATAL y CON ( $p < 0,001$ ); † Diferencias significativas entre los grupos ATMED y CON ( $p < 0,001$ )

**Figura 49.** Comparación del tiempo final en el Test en pista de la Universidad de Montreal expresado en segundos entre los grupos a estudio.



\* Diferencias significativas entre los grupos ATAL y ATMED ( $p < 0,001$ ); † Diferencias significativas entre los grupos ATAL y CON ( $p < 0,001$ ); † Diferencias significativas entre los grupos ATMED y CON ( $p < 0,001$ )

**Figura 50.** Comparación del consumo máximo de oxígeno estimado expresado en mililitros por kilogramo de peso por minuto entre los grupos a estudio.

Sin embargo, en el resto de las variables relacionadas con el rendimiento atlético no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, tal y como se recoge en la Tabla 16.

**Tabla 16.** Comparación de las variables, derivadas de las pruebas de rendimiento atlético estadísticamente no significativas entre los grupos a estudio.

| Variable                     | ATAL        | ATMED        | CON         | p    |
|------------------------------|-------------|--------------|-------------|------|
|                              | Media (DT)  | Media (DT)   | Media (DT)  |      |
| FC <sub>max</sub> UMTT (ppm) | 186,2 (9,3) | 180,1 (10,9) | 188,3 (10)  | 0,07 |
| FC media UMTT (ppm)          | 149,5 (9,2) | 146,6 (11,3) | 155,8 (8,1) | 0,07 |
| IR1' (ppm)                   | 36,7 (11)   | 39,5 (13,1)  | 38,2 (10,7) | 0,79 |
| RPE <sub>UMTT</sub>          | 17,4 (1,5)  | 17,1 (1,9)   | 17,7 (1,2)  | 0,58 |
| FS <sub>UMTT</sub>           | 1,7 (2,6)   | 2,1 (2,1)    | 0,9 (1,8)   | 0,37 |

*DT: desviación típica*

*FC<sub>max</sub> UMTT: frecuencia cardíaca máxima alcanzada en el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal expresada en pulsaciones por minuto; FC media UMTT: frecuencia cardíaca media durante el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal; IR1': índice de recuperación cardíaca tras un minuto de haber finalizado el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal, expresado en pulsaciones por minuto; RPE<sub>UMTT</sub>: percepción subjetiva del esfuerzo evaluada a través de la escala de Borg al finalizar el test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal; FS<sub>UMTT</sub>: feeling scale durante la realización del test de carrera progresiva en pista de la Universidad de Montréal.*

### 7.1.5 Características del *navicular drop*

La Tabla 17 muestra los datos estadísticos descriptivos de la variable biomecánica del arco plantar (i.e., *navicular drop*).

**Tabla 17.** Estadísticos descriptivos de la variable biomecánica del arco plantar (i.e., *navicular drop*) de los individuos estudiados, en función del grupo.

| Variable    | ATAL |      |       |     | ATMED |      |       |     | CON |      |       |     |
|-------------|------|------|-------|-----|-------|------|-------|-----|-----|------|-------|-----|
|             | Min  | Max  | Media | DT  | Min   | Max  | Media | DT  | Min | Max  | Media | DT  |
| ND der (cm) | 1,5  | 15,3 | 6,9   | 3,4 | 4,2   | 15,2 | 9,6   | 3,4 | -,6 | 15,9 | 7,6   | 3,8 |
| ND izq (cm) | ,8   | 11,6 | 6,7   | 3,4 | 2,3   | 15,5 | 8,9   | 4,3 | ,0  | 14,2 | 6,5   | 3,5 |

*Min: mínimo; Max: máximo; DT: desviación típica*

*ND der: medida del navicular drop en el pie derecho en centímetros; ND izq: medida del navicular drop en el pie izquierdo en centímetros.*

Como se puede observar, los valores del *navicular drop* fueron similares en todos los grupos a estudio.

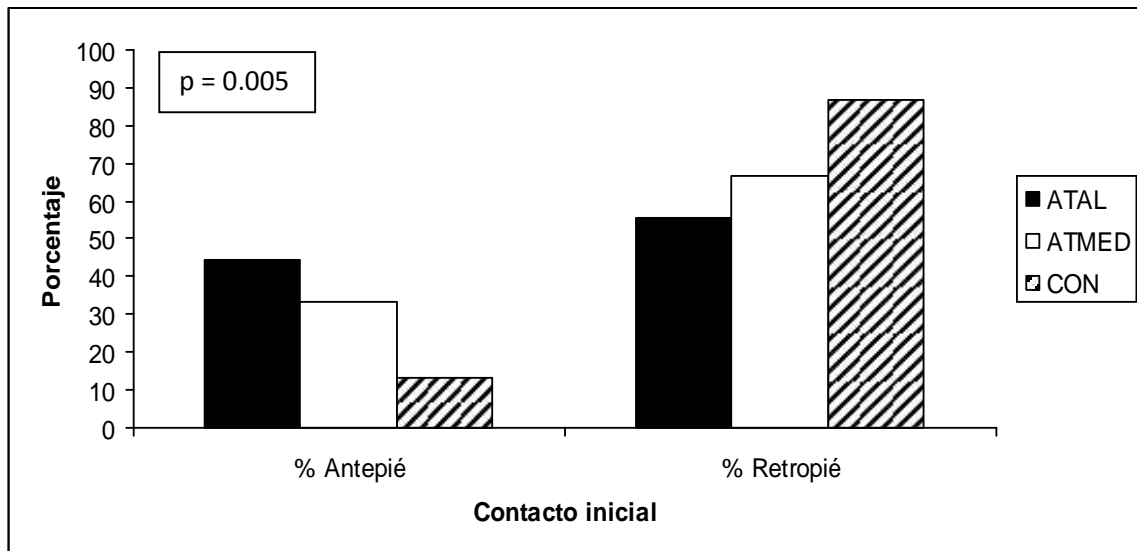
## 7.2 CINEMÁTICA DE LA CARRERA, CALZADO Y DESCALZO, A VELOCIDAD INDIVIDUALIZADA DEL CONJUNTO DE LOS PARTICIPANTES Y EN CADA UNO DE LOS GRUPOS EN FUNCIÓN DEL NIVEL DE RENDIMIENTO DEPORTIVO.

### 7.2.1 Identificación de la zona de contacto inicial del pie corriendo, calzado y descalzo

Del total de la muestra a estudio corriendo descalzo, 33 (68,8%) [IC 95%: 53,7% - 81,3] sujetos realizaron un contacto inicial de retropié con el suelo, mientras que en condición calzada fueron 37 (77,1%) [IC 95%: 62,7% - 88].

168

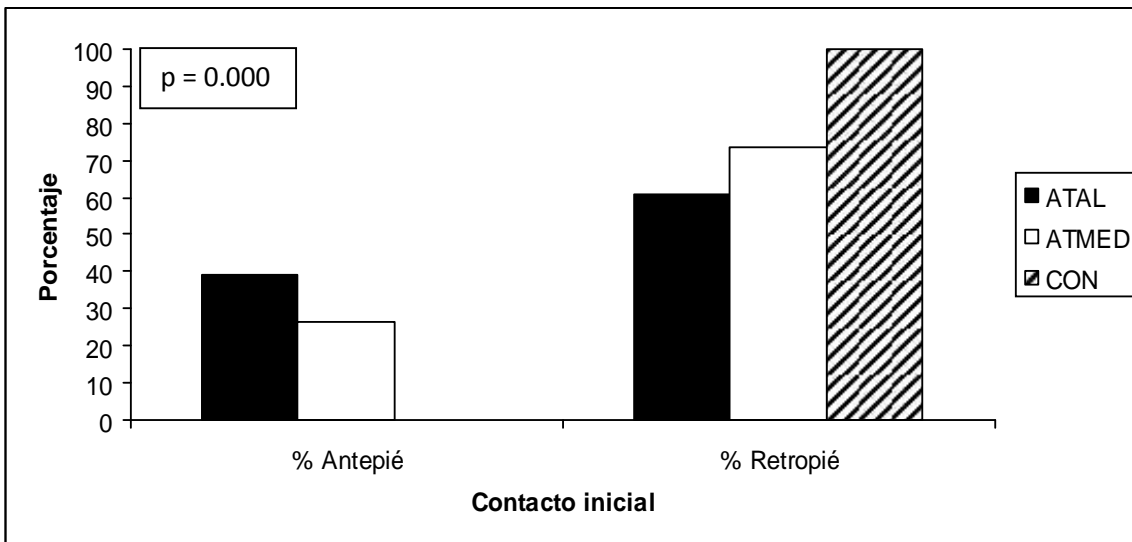
En las Figuras 51 y 52 se muestra la prevalencia del contacto inicial del pie con el suelo corriendo, descalzo y calzado, a velocidad individualizada para cada participante en función del grupo, respectivamente.



**Figura 51.** Prevalencia del contacto inicial del pie con el suelo corriendo descalzo en función del grupo.

En la figura anterior se observa que cuando se corre descalzo y a medida que es mayor el rendimiento atlético del sujeto, existe una tendencia estadísticamente significativa a realizar un contacto inicial con el antepié.





**Figura 52.** Prevalencia del contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en función del grupo.

De la Figura 52 se deduce que corriendo calzado, y a medida que es menor el rendimiento atlético del sujeto, existe una tendencia estadísticamente significativa a realizar un contacto inicial con el retropié.

7.2.2 Determinación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo.

La Tabla 18 muestra la comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en atletas de alto nivel.

**Tabla 18.** Comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en atletas de alto nivel.

|               |          | Variable      | Atletas de alto nivel (n = 18) |                 |              |       |
|---------------|----------|---------------|--------------------------------|-----------------|--------------|-------|
|               |          |               | Media (DT)                     | Diferencia (ms) | IC95%        | p     |
| PIE DERECHO   | Descalzo | Duración (ms) | 190,6 (20,6)                   | -12,6           | -18,2 a -6,9 | 0.000 |
|               | Calzado  |               | 203,2 (23,1)                   |                 |              |       |
| PIE IZQUIERDO | Descalzo | Duración (ms) | 194,9 (20,5)                   | -10,1           | -16,7 a -3,5 | 0.005 |
|               | Calzado  |               | 205 (23,3)                     |                 |              |       |

Como se puede observar, existen diferencias estadísticamente significativas en la duración total de la pisada corriendo descalzo y calzado en ambos pies.

La comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en atletas de nivel medio se expone en la Tabla 19.

**Tabla 19.** Comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en atletas de nivel medio.

|               |          | Atletas de nivel medio (n = 15) |              |                 |              |       |
|---------------|----------|---------------------------------|--------------|-----------------|--------------|-------|
|               |          | Variable                        | Media (DT)   | Diferencia (ms) | IC95%        | p     |
| PIE DERECHO   | Descalzo | Duración (ms)                   | 206,1 (21,4) | -10,5           | -16,3 a -4,7 | 0.002 |
|               | Calzado  |                                 | 216,6 (19,4) |                 |              |       |
| PIE IZQUIERDO | Descalzo | Duración (ms)                   | 209,9 (24,6) | -3,2            | -13,9 a 7,4  | 0.521 |
|               | Calzado  |                                 | 213,1 (18,4) |                 |              |       |

En la comparación de la duración de la pisada de los atletas de nivel medio, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el pie derecho.

En la Tabla 20 se muestra la comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en el grupo control.

**Tabla 20.** Comparación de la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo en el grupo control.

|               |          | Grupo control (n = 15) |              |                 |             |       |
|---------------|----------|------------------------|--------------|-----------------|-------------|-------|
|               |          | Variable               | Media (DT)   | Diferencia (ms) | IC95%       | p     |
| PIE DERECHO   | Descalzo | Duración (ms)          | 227 (20,6)   | -4,6            | -11,2 a 2   | 0.160 |
|               | Calzado  |                        | 231,6 (16,5) |                 |             |       |
| PIE IZQUIERDO | Descalzo | Duración (ms)          | 228,7 (21,3) | -4,4            | -11,1 a 2,5 | 0.193 |
|               | Calzado  |                        | 233,1 (20,9) |                 |             |       |

En el caso del grupo control, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en ambos pies para este grupo al comparar la duración de la pisada corriendo descalzo y calzado.

### 7.3 CINÉTICA DE LA MARCHA, CAMINANDO CALZADO Y DESCALZO, A UNA VELOCIDAD ESPECÍFICA DEL 55% DE LA VELOCIDAD A PARTIR DE LA CUAL CORRER ES MÁS ECONÓMICO QUE CAMINAR.

**A**l objeto de dar a conocer unos valores de referencia acerca de las diferentes fases de la pisada, así como del tiempo de contacto total, caminando tanto calzado como descalzo y basándose en los datos de presión plantar recolectados, a continuación se determinan las variables indicadas.

Es importante conocer si el calzado afecta a la duración total de la pisada también caminando, lo que podría tener implicaciones en los tratamientos de pacientes con determinadas patologías.

7.3.1 Determinación del porcentaje del intervalo del tiempo en que se produce cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado y descalzo, en cada uno de los grupos estudiados.

**L**os porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel están reflejados en la Tabla 21.

**Tabla 21.** Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                          |      |                               | Atletas de alto nivel |        |        |       |      |
|-----------------------------------|------|-------------------------------|-----------------------|--------|--------|-------|------|
|                                   |      |                               | n                     | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando<br>Calzado<br>Derecho   | Fase | Contacto Talón (%)            | 18                    | 0      | 0      | 0     | 0    |
|                                   |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 18                    | 7,8    | 21,9   | 12,9  | 3,6  |
|                                   |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 18                    | 10,0   | 47,5   | 20,6  | 8,7  |
|                                   |      | Despegue Talón (%)            | 18                    | 36,0   | 71,7   | 51,8  | 9,4  |
|                                   |      | Despegue Pie (%)              | 18                    | 100    | 100    | 100   | 0    |
| Caminando<br>Calzado<br>Izquierdo | Fase | Contacto Talón (%)            | 18                    | 0      | 0      | 0     | 0    |
|                                   |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 18                    | 10,1   | 26,5   | 14,2  | 4    |
|                                   |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 18                    | 13,0   | 39,8   | 22,7  | 8,3  |
|                                   |      | Despegue Talón (%)            | 18                    | 31,8   | 70,6   | 53,4  | 11,2 |
|                                   |      | Despegue Pie (%)              | 18                    | 100    | 100    | 100   | 0    |

DT: desviación típica. Mtt: metatarsal

Los porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo de los atletas de alto nivel, se exponen en la Tabla 22.

**Tabla 22.** Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                           |      |                               | Atletas de alto nivel |        |        |       |     |
|------------------------------------|------|-------------------------------|-----------------------|--------|--------|-------|-----|
|                                    |      |                               | n                     | Mínimo | Máximo | Media | DT  |
| Caminando<br>Descalzo<br>Derecho   | Fase | Contacto Talón (%)            | 18                    | 0      | 0      | 0     | 0   |
|                                    |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 18                    | 3,3    | 11,4   | 7,0   | 2,2 |
|                                    |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 18                    | 5,8    | 28,0   | 13,0  | 5,3 |
|                                    |      | Despegue Talón (%)            | 18                    | 42,7   | 69,7   | 60,8  | 7,1 |
|                                    |      | Despegue Pie (%)              | 18                    | 100    | 100    | 100   | 0   |
| Caminando<br>Descalzo<br>Izquierdo | Fase | Contacto Talón (%)            | 18                    | 0      | 0      | 0     | 0   |
|                                    |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 18                    | 6,3    | 13,6   | 8,6   | 2,1 |
|                                    |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 18                    | 8,5    | 41,6   | 18,1  | 8,9 |
|                                    |      | Despegue Talón (%)            | 18                    | 34,5   | 71,8   | 61,7  | 9,5 |
|                                    |      | Despegue Pie (%)              | 18                    | 100    | 100    | 100   | 0   |

DT: desviación típica. Mtt: metatarsal

El despegue de talón (%) se produce antes en condición calzada que en condición descalzada.

En la Tabla 23 se muestran los porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

**Tabla 23.** Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                          |      |                               | Atletas de nivel medio |        |        |       |     |
|-----------------------------------|------|-------------------------------|------------------------|--------|--------|-------|-----|
|                                   |      |                               | n                      | Mínimo | Máximo | Media | DT  |
| Caminando<br>Calzado<br>Derecho   | Fase | Contacto Talón (%)            | 15                     | 0      | 0      | 0     | 0   |
|                                   |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15                     | 6,8    | 17,2   | 12,2  | 3,1 |
|                                   |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15                     | 8,9    | 22,5   | 17,1  | 4   |
|                                   |      | Despegue Talón (%)            | 15                     | 41,2   | 65,1   | 52,2  | 7,4 |
|                                   |      | Despegue Pie (%)              | 15                     | 100    | 100    | 100   | 0   |
| Caminando<br>Calzado<br>Izquierdo | Fase | Contacto Talón (%)            | 15                     | 0      | 0      | 0     | 0   |
|                                   |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15                     | 7,3    | 17,1   | 11,4  | 2,3 |
|                                   |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15                     | 9,9    | 27,8   | 17,6  | 4,5 |
|                                   |      | Despegue Talón (%)            | 15                     | 36,2   | 65,7   | 50,5  | 9,4 |
|                                   |      | Despegue Pie (%)              | 15                     | 100    | 100    | 100   | 0   |

DT: desviación típica. Mtt: metatarsal

La Tabla 24 expone, caminando en condición descalza, los porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo en el grupo de atletas de nivel medio.

**Tabla 24.** Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                           |      |                               | Atletas de nivel medio |        |        |       |      |
|------------------------------------|------|-------------------------------|------------------------|--------|--------|-------|------|
|                                    |      |                               | n                      | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando<br>Descalzo<br>Derecho   | Fase | Contacto Talón (%)            | 15                     | 0      | 0      | 0     | 0    |
|                                    |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15                     | 5,4    | 10,7   | 8,0   | 1,3  |
|                                    |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15                     | 9,5    | 61,2   | 17,6  | 12,5 |
|                                    |      | Despegue Talón (%)            | 15                     | 51,5   | 71,3   | 63,8  | 5,4  |
|                                    |      | Despegue Pie (%)              | 15                     | 100    | 100    | 100   | 0    |
| Caminando<br>Descalzo<br>Izquierdo | Fase | Contacto Talón (%)            | 15                     | 0      | 0      | 0     | 0    |
|                                    |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15                     | 4,0    | 10,4   | 7,5   | 1,7  |
|                                    |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15                     | 7,2    | 21,9   | 14,3  | 4,6  |
|                                    |      | Despegue Talón (%)            | 15                     | 44,1   | 69,3   | 62,2  | 5,9  |
|                                    |      | Despegue Pie (%)              | 15                     | 100    | 100    | 100   | 0    |

DT: desviación típica. Mtt: metatarsal

Caminando calzado, en el grupo de atletas de nivel medio, el primer contacto metatarsal (%) se realiza más tarde que descalzo.

La Tabla 25 muestra los porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo control.

**Tabla 25.** Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando calzado en el grupo control.

| Variable                          |      |                               | Grupo Control |        |        |       |      |
|-----------------------------------|------|-------------------------------|---------------|--------|--------|-------|------|
|                                   |      |                               | n             | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando<br>Calzado<br>Derecho   | Fase | Contacto Talón (%)            | 15            | 0      | 0      | 0     | 0    |
|                                   |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15            | 8,0    | 17,7   | 12,0  | 2,8  |
|                                   |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15            | 13,9   | 36,7   | 21,1  | 6,6  |
|                                   |      | Despegue Talón (%)            | 15            | 36,8   | 68,1   | 52    | 9,1  |
|                                   |      | Despegue Pie (%)              | 15            | 100    | 100    | 100   | 0    |
| Caminando<br>Calzado<br>Izquierdo | Fase | Contacto Talón (%)            | 15            | 0      | 0      | 0     | 0    |
|                                   |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15            | 8,6    | 16,8   | 13,1  | 2,8  |
|                                   |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15            | 10,0   | 36,5   | 22,8  | 6,7  |
|                                   |      | Despegue Talón (%)            | 15            | 33,6   | 72,7   | 53,9  | 10,5 |
|                                   |      | Despegue Pie (%)              | 15            | 100    | 100    | 100   | 0    |

DT: desviación típica

Los mismos porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo en el grupo control pero caminando descalzo, se exhiben en la Tabla 26.

**Tabla 26.** Porcentajes del intervalo del tiempo total de la pisada en que se producen cada uno de los contactos del pie con el suelo caminando descalzo en el grupo control.

| Variable                           |      |                               | Grupo Control |        |        |       |     |
|------------------------------------|------|-------------------------------|---------------|--------|--------|-------|-----|
|                                    |      |                               | n             | Mínimo | Máximo | Media | DT  |
| Caminando<br>Descalzo<br>Derecho   | Fase | Contacto Talón (%)            | 15            | 0      | 0      | 0     | 0   |
|                                    |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15            | 5,4    | 12,9   | 8,9   | 2,2 |
|                                    |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15            | 6,7    | 33     | 15,2  | 5,7 |
|                                    |      | Despegue Talón (%)            | 15            | 39,3   | 70,4   | 57,1  | 8,8 |
|                                    |      | Despegue Pie (%)              | 15            | 100    | 100    | 100   | 0   |
| Caminando<br>Descalzo<br>Izquierdo | Fase | Contacto Talón (%)            | 15            | 0      | 0      | 0     | 0   |
|                                    |      | Primer Contacto Mtt (%)       | 15            | 6,1    | 13,6   | 8,9   | 2,1 |
|                                    |      | Primer Contacto Pie Plano (%) | 15            | 10     | 25,9   | 14,8  | 3,8 |
|                                    |      | Despegue Talón (%)            | 15            | 31,1   | 70,8   | 61,0  | 9,2 |
|                                    |      | Despegue Pie (%)              | 15            | 100    | 100    | 100   | 0   |

DT: desviación típica. Mtt: metatarsal

El primer contacto de pie plano (%) sucede antes en condición descalza que en condición calzada en el grupo control.

7.3.2 Determinación del porcentaje del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado y descalzo, en cada uno de los grupos estudiados.

La Tabla 27 muestra los porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

**Tabla 27.** Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                    |                     |               | Atletas de alto nivel |        |        |       |      |
|-----------------------------|---------------------|---------------|-----------------------|--------|--------|-------|------|
|                             |                     |               | n                     | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando Calzado Derecho   | Duración de la fase | CT a PCM (%)  | 18                    | 7,8    | 21,9   | 12,9  | 3,6  |
|                             |                     | PCM a PCP (%) | 18                    | 1,5    | 31,1   | 7,6   | 7,0  |
|                             |                     | PCP a DT (%)  | 18                    | 7,8    | 51,9   | 31,2  | 12,5 |
|                             |                     | DT a DP (%)   | 18                    | 28,3   | 64,0   | 48,1  | 9,4  |
| Caminando Calzado Izquierdo | Duración de la fase | CT-PCM (%)    | 18                    | 10,1   | 26,5   | 14,2  | 4    |
|                             |                     | PCM-PCP (%)   | 18                    | 2,5    | 25,4   | 8,6   | 6,7  |
|                             |                     | PCP-DT (%)    | 18                    | 10,6   | 49,9   | 30,7  | 12,2 |
|                             |                     | DT-DP (%)     | 18                    | 29,4   | 68,2   | 46,6  | 11,2 |

DT: desviación típica

CT a PCM (%): contacto de talón hasta primer contacto metatarsal; PCM a PCP (%): primer contacto metatarsal hasta primer contacto total del pie; PCP a DT (%): primer contacto total del pie hasta despegue del talón; DT a DP (%): despegue del talón hasta el despegue del pie.

Los mismos porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada pero en condición descalza en el grupo de atletas de alto nivel se exponen a continuación en la Tabla 28.

**Tabla 28.** Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                     |                     |             | Atletas de alto nivel |        |        |       |      |
|------------------------------|---------------------|-------------|-----------------------|--------|--------|-------|------|
|                              |                     |             | n                     | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando Descalzo Derecho   | Duración de la fase | CT-PCM (%)  | 18                    | 3,3    | 11,4   | 7,0   | 2,2  |
|                              |                     | PCM-PCP (%) | 18                    | 1,0    | 16,6   | 6,0   | 3,8  |
|                              |                     | PCP-DT (%)  | 18                    | 28,4   | 60,5   | 47,7  | 9,1  |
|                              |                     | DT-DP (%)   | 18                    | 30,3   | 57,3   | 39,2  | 7,1  |
| Caminando Descalzo Izquierdo | Duración de la fase | CT-PCM (%)  | 18                    | 6,3    | 13,6   | 8,5   | 2,1  |
|                              |                     | PCM-PCP (%) | 18                    | 1,0    | 30,2   | 9,5   | 8,1  |
|                              |                     | PCP-DT (%)  | 18                    | 19,5   | 58,8   | 43,6  | 10,4 |
|                              |                     | DT-DP (%)   | 18                    | 28,2   | 65,5   | 38,2  | 9,4  |

DT: desviación típica

CT a PCM (%): contacto de talón hasta primer contacto metatarsal; PCM a PCP (%): primer contacto metatarsal hasta primer contacto total del pie; PCP a DT (%): primer contacto total del pie hasta despegue del talón; DT a DP (%): despegue del talón hasta el despegue del pie.



En el grupo de atletas de alto nivel la duración de la fase CT-PCM (%) es mayor en condición calzada, pero menor en la fase PCP-DT (%).

Para el grupo de atletas de nivel medio, los porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado se muestran en la Tabla 29.

**Tabla 29.** Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                    |                     |             | Atletas de nivel medio |        |        |       |      |
|-----------------------------|---------------------|-------------|------------------------|--------|--------|-------|------|
|                             |                     |             | n                      | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando Calzado Derecho   | Duración de la fase | CT-PCM (%)  | 15                     | 6,8    | 17,2   | 12,2  | 3,1  |
|                             |                     | PCM-PCP (%) | 15                     | 1,4    | 11,5   | 4,9   | 2,6  |
|                             |                     | PCP-DT (%)  | 15                     | 21,1   | 46,3   | 35,0  | 8,7  |
|                             |                     | DT-DP (%)   | 15                     | 34,9   | 58,8   | 47,8  | 7,4  |
| Caminando Calzado Izquierdo | Duración de la fase | CT-PCM (%)  | 15                     | 7,3    | 17,1   | 11,4  | 2,3  |
|                             |                     | PCM-PCP (%) | 15                     | 1,8    | 14,8   | 6,1   | 3,2  |
|                             |                     | PCP-DT (%)  | 15                     | 18,9   | 47,7   | 32,9  | 9    |
|                             |                     | DT-DP (%)   | 15                     | 34,3   | 100    | 52,3  | 16,0 |

DT: desviación típica

CT a PCM (%): contacto de talón hasta primer contacto metatarsal; PCM a PCP (%): primer contacto metatarsal hasta primer contacto total del pie; PCP a DT (%): primer contacto total del pie hasta despegue del talón; DT a DP (%): despegue del talón hasta el despegue del pie.

La Tabla 30 muestra los porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio.

**Tabla 30.** Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                     |                     |             | Atletas de nivel medio |        |        |       |      |
|------------------------------|---------------------|-------------|------------------------|--------|--------|-------|------|
|                              |                     |             | n                      | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando Descalzo Derecho   | Duración de la fase | CT-PCM (%)  | 15                     | 5,4    | 10,7   | 8,0   | 1,3  |
|                              |                     | PCM-PCP (%) | 15                     | 2,1    | 51,2   | 9,6   | 11,8 |
|                              |                     | PCP-DT (%)  | 15                     | 3,0    | 57,1   | 46,2  | 13,1 |
|                              |                     | DT-DP (%)   | 15                     | 28,7   | 48,5   | 36,1  | 5,4  |
| Caminando Descalzo Izquierdo | Duración de la fase | CT-PCM (%)  | 15                     | 4,0    | 10,4   | 7,5   | 1,6  |
|                              |                     | PCM-PCP (%) | 15                     | 2,2    | 13,6   | 6,8   | 4,0  |
|                              |                     | PCP-DT (%)  | 15                     | 29,5   | 60,9   | 47,8  | 8,8  |
|                              |                     | DT-DP (%)   | 15                     | 30,7   | 55,9   | 37,8  | 5,9  |

DT: desviación típica

CT a PCM (%): contacto de talón hasta primer contacto metatarsal; PCM a PCP (%): primer contacto metatarsal hasta primer contacto total del pie; PCP a DT (%): primer contacto total del pie hasta despegue del talón; DT a DP (%): despegue del talón hasta el despegue del pie.

En el grupo de atletas de nivel medio, existe mayor duración en condición calzada en la fase CT-PCM (%) y en la DT-DP (%), pero menor en la PCP-DT (%).

La Tabla 31 expone los porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo control.

**Tabla 31.** Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando calzado en el grupo control.

| Variable                          |                        |             | Grupo Control |        |        |       |      |
|-----------------------------------|------------------------|-------------|---------------|--------|--------|-------|------|
|                                   |                        |             | n             | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando<br>Calzado<br>Derecho   | Duración de<br>la fase | CT-PCM (%)  | 15            | 8,0    | 17,7   | 12,0  | 2,8  |
|                                   |                        | PCM-PCP (%) | 15            | 2,3    | 19,7   | 9,0   | 5,3  |
|                                   |                        | PCP-DT (%)  | 15            | 0,1    | 49,8   | 30,9  | 11,8 |
|                                   |                        | DT-DP (%)   | 15            | 31,9   | 63,2   | 48,0  | 9,1  |
| Caminando<br>Calzado<br>Izquierdo | Duración de<br>la fase | CT-PCM (%)  | 15            | 8,6    | 16,8   | 13,1  | 2,8  |
|                                   |                        | PCM-PCP (%) | 15            | 1,0    | 19,7   | 9,6   | 5,8  |
|                                   |                        | PCP-DT (%)  | 15            | 10,4   | 50,8   | 31,1  | 11,9 |
|                                   |                        | DT-DP (%)   | 15            | 27,3   | 66,4   | 46,0  | 10,5 |

DT: desviación típica

CT a PCM (%): contacto de talón hasta primer contacto metatarsal; PCM a PCP (%): primer contacto metatarsal hasta primer contacto total del pie; PCP a DT (%): primer contacto total del pie hasta despegue del talón; DT a DP (%): despegue del talón hasta el despegue del pie.

Los porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo control son mostrados en la Tabla 32.

**Tabla 32.** Porcentajes del intervalo del tiempo de cada una de las fases de la pisada caminando descalzo en el grupo control.

| Variable                           |                        |             | Grupo Control |        |        |       |      |
|------------------------------------|------------------------|-------------|---------------|--------|--------|-------|------|
|                                    |                        |             | n             | Mínimo | Máximo | Media | DT   |
| Caminando<br>Descalzo<br>Derecho   | Duración de<br>la fase | CT-PCM (%)  | 15            | 5,4    | 12,9   | 8,9   | 2,2  |
|                                    |                        | PCM-PCP (%) | 15            | 0,9    | 20,1   | 6,3   | 4,4  |
|                                    |                        | PCP-DT (%)  | 15            | 6,3    | 63,7   | 41,9  | 12,8 |
|                                    |                        | DT-DP (%)   | 15            | 29,6   | 60,7   | 42,8  | 8,8  |
| Caminando<br>Descalzo<br>Izquierdo | Duración de<br>la fase | CT-PCM (%)  | 15            | 6,1    | 13,6   | 8,9   | 2,1  |
|                                    |                        | PCM-PCP (%) | 15            | 1,4    | 19,7   | 5,9   | 4,4  |
|                                    |                        | PCP-DT (%)  | 15            | 18     | 57,8   | 46,1  | 9,4  |
|                                    |                        | DT-DP (%)   | 15            | 29,2   | 68,9   | 38,9  | 9,2  |

DT: desviación típica

CT a PCM (%): contacto de talón hasta primer contacto metatarsal; PCM a PCP (%): primer contacto metatarsal hasta primer contacto total del pie; PCP a DT (%): primer contacto total del pie hasta despegue del talón; DT a DP (%): despegue del talón hasta el despegue del pie.

En el grupo control, la duración de la fase CT-PCM (%) es mayor en condición calzada, pero menor en la fase PCP-DT (%).

7.3.3 Determinar la duración total de la pisada caminando, calzado y descalzo, en cada uno de los grupos.

La Tabla 33 muestra la duración total de la pisada caminando calzado en el grupo de Atletas de alto nivel.

**Tabla 33.** Duración total de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                    | Duración   | Atletas de alto nivel |        |       |                   |
|-----------------------------|------------|-----------------------|--------|-------|-------------------|
|                             |            | Mínimo                | Máximo | Media | Desviación Típica |
| Caminando Calzado Derecho   | Total (ms) | 660                   | 797    | 710,7 | 42,8              |
| Caminando Calzado Izquierdo | Total (ms) | 650                   | 773    | 704,6 | 37,8              |

El análisis descriptivo de la duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel se expone en la Tabla 34.

**Tabla 34.** Duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable                     | Duración   | Atletas de alto nivel |        |       |                   |
|------------------------------|------------|-----------------------|--------|-------|-------------------|
|                              |            | Mínimo                | Máximo | Media | Desviación Típica |
| Caminando Descalzo Derecho   | Total (ms) | 640                   | 740    | 701,2 | 27,4              |
| Caminando Descalzo Izquierdo | Total (ms) | 647                   | 740    | 698,3 | 28,1              |

Tal y como se puede observar, la duración total de la pisada caminando descalzo es menor que caminando calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

La duración total de la pisada caminando calzado, en el grupo de atletas de nivel medio, se presenta en la Tabla 35.

**Tabla 35.** Duración total de la pisada caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                    | Duración   | Atletas de nivel medio |        |       |                   |
|-----------------------------|------------|------------------------|--------|-------|-------------------|
|                             |            | Mínimo                 | Máximo | Media | Desviación Típica |
| Caminando Calzado Derecho   | Total (ms) | 657                    | 757    | 706,1 | 33,5              |
| Caminando Calzado Izquierdo | Total (ms) | 630                    | 753    | 701,9 | 38,9              |

En condición descalza, la duración total de la pisada de los atletas de nivel medio, se muestra en la Tabla 36.

**Tabla 36.** Duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable                     | Duración   | Atletas de nivel medio |        |       |                   |
|------------------------------|------------|------------------------|--------|-------|-------------------|
|                              |            | Mínimo                 | Máximo | Media | Desviación Típica |
| Caminando Descalzo Derecho   | Total (ms) | 643                    | 743    | 701,7 | 37                |
| Caminando Descalzo Izquierdo | Total (ms) | 630                    | 740    | 691,4 | 36,5              |

Al igual que sucede en el grupo de atletas de alto nivel, la duración total de la pisada caminando descalzo es menor que caminando calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

La Tabla 37 recoge el análisis de la duración total de la pisada caminando calzado en el grupo control.

**Tabla 37.** Duración total de la pisada caminando calzado en el grupo control.

| Variable                    | Duración   | Grupo Control |        |       |                   |
|-----------------------------|------------|---------------|--------|-------|-------------------|
|                             |            | Mínimo        | Máximo | Media | Desviación Típica |
| Caminando Calzado Derecho   | Total (ms) | 623           | 753    | 705,6 | 38                |
| Caminando Calzado Izquierdo | Total (ms) | 657           | 750    | 703,8 | 28,3              |

La duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo control, se describe en la Tabla 38.

**Tabla 38.** Duración total de la pisada caminando descalzo en el grupo control.

| Variable                     | Duración   | Grupo Control |        |       |                   |
|------------------------------|------------|---------------|--------|-------|-------------------|
|                              |            | Mínimo        | Máximo | Media | Desviación Típica |
| Caminando Descalzo Derecho   | Total (ms) | 680           | 747    | 703,8 | 23,6              |
| Caminando Descalzo Izquierdo | Total (ms) | 653           | 747    | 695,9 | 28,4              |

La duración total de la pisada caminando en el grupo control, al igual que sucede en los grupos anteriores, es menor en la condición descalza que en la calzada.

#### 7.4 PREVALENCIA DE LESIONES POR SOBREUSO EN EL MIEMBRO INFERIOR Y SU RELACIÓN CON DISTINTOS PARÁMETROS BIOMECÁNICOS (LA ZONA DE CONTACTO INICIAL Y EL *NAVICULAR DROP*) EN FUNCIÓN DEL NIVEL DEL PARTICIPANTE.

7.4.1 Prevalencia de lesiones en el miembro inferior a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva.

La prevalencia de lesiones de la muestra estudiada a los seis meses ha sido del 27,1% (IC 95%: 15,3 - 41,8) mientras que a lo largo de la vida fue del 89,6% (IC 95%: 77,3 – 96,5).

7.4.2 Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y a lo largo de toda la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado.

La relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de alto nivel se presenta en la Tabla 39.

**Tabla 39.** Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable             |                     |             | ATLETAS ALTO NIVEL |          |          |   |
|----------------------|---------------------|-------------|--------------------|----------|----------|---|
|                      |                     |             | n                  | Lesiones |          | p |
|                      | SI<br>n (%)         | NO<br>n (%) |                    |          |          |   |
| CORRIENDO<br>CALZADO | CONTACTO<br>INICIAL | ANTEPIÉ     | 7                  | 3 (42,9) | 4 (57,1) | 1 |
|                      |                     | RETROPIÉ    | 11                 | 4 (36,4) | 7 (63,6) |   |

Como se puede observar no existen diferencias estadísticamente significativas entre el tipo de contacto inicial y la prevalencia de lesiones a los seis meses en el grupo de atletas de alto nivel.

La Tabla 40 muestra la relación de las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

**Tabla 40.** Relación de las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de alto nivel.

| Variable             |                     |             | ATLETAS ALTO NIVEL |           |         |   |
|----------------------|---------------------|-------------|--------------------|-----------|---------|---|
|                      |                     |             | n                  | Lesiones  |         | p |
|                      | SI<br>n (%)         | NO<br>n (%) |                    |           |         |   |
| CORRIENDO<br>CALZADO | CONTACTO<br>INICIAL | ANTEPIÉ     | 7                  | 7 (100)   | 0 (0)   | 1 |
|                      |                     | RETROPIÉ    | 11                 | 10 (90,9) | 1 (9,1) |   |

En la muestra estudiada, no existen diferencias estadísticamente significativas entre el tipo de contacto inicial y la prevalencia de lesiones a lo largo de la vida deportiva en el grupo de atletas de alto nivel.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el tipo de contacto inicial y la prevalencia de lesiones a los seis meses en el grupo de atletas de nivel medio, tal y como se muestra en la Tabla 41.

**Tabla 41.** Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable          |                  |             | ATLETAS NIVEL MEDIO |          |           |       |
|-------------------|------------------|-------------|---------------------|----------|-----------|-------|
|                   |                  |             | n                   | Lesiones |           | P     |
|                   | SI<br>n (%)      | NO<br>n (%) |                     |          |           |       |
| CORRIENDO CALZADO | CONTACTO INICIAL | ANTEPIÉ     | 4                   | 1 (25)   | 3 (75)    | 0,476 |
|                   |                  | RETROPIÉ    | 11                  | 1 (9,1)  | 10 (90,9) |       |

Tampoco hubo relación entre las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado para el grupo de atletas de nivel medio, Tabla 42.

**Tabla 42.** Relación de las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la zona de contacto inicial del pie con el suelo corriendo calzado en el grupo de atletas de nivel medio.

| Variable          |                  |             | ATLETAS NIVEL MEDIO |          |          |   |
|-------------------|------------------|-------------|---------------------|----------|----------|---|
|                   |                  |             | n                   | Lesiones |          | P |
|                   | SI<br>n (%)      | NO<br>n (%) |                     |          |          |   |
| CORRIENDO CALZADO | CONTACTO INICIAL | ANTEPIÉ     | 4                   | 4 (100)  | 0 (0)    | 1 |
|                   |                  | RETROPIÉ    | 11                  | 9 (81,8) | 2 (18,2) |   |



En cuanto al análisis del grupo control referente a la relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva con la zona de CI del pie con el suelo corriendo calzado, como ninguno de los participantes presentó un CI de antepié, no existen datos acerca de lesiones en este grupo para ese tipo de CI del pie con el suelo.

7.4.3 Relación de las lesiones por sobreuso a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva con los valores del *navicular drop*.

En la Tabla 43 se muestra la relación de las lesiones a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva con el *navicular drop* (cm) en la totalidad de la muestra.

**Tabla 43.** Relación de las lesiones a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva con el *navicular drop* (cm).

|                               |    | Navicular drop<br>Media (DT) | Diferencia | IC95%      | p     |
|-------------------------------|----|------------------------------|------------|------------|-------|
| LESIONES 6<br>MESES           | SI | 5,9 (5,5)                    | -1,6       | -5,7 a 2,4 | 0,422 |
|                               | NO | 7,5 (3,7)                    |            |            |       |
| LESIONES<br>VIDA<br>DEPORTIVA | SI | 7,4 (4)                      | 0,04       | -2,3 a 2,4 | 0,974 |
|                               | NO | 7,3 (3,5)                    |            |            |       |

DT: desviación típica

Como se puede observar, no existen diferencias estadísticamente significativas en la medida del *navicular drop* entre los sujetos lesionados y no lesionados, tanto a los seis meses como a lo largo de la vida deportiva.

## 8. DISCUSIÓN

Los principales hallazgos de esta investigación ponen de manifiesto que los atletas de alto nivel (i.e., ATAL) tienen un contacto inicial del pie con el suelo principalmente de antepié. Además, el calzado condiciona el tipo de CI favoreciendo que éste se realice con el retropié y que la duración total de la pisada sea mayor cuando se corre calzado en comparación con correr descalzo. Sin embargo, parece no existir diferencias significativas entre el tipo de CI y la prevalencia de lesiones por sobreuso en los miembros inferiores.

## 8.1 DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA

Hay varios aspectos en la metodología empleada para este estudio que consideramos importantes discutir y aclarar. Algunos de los aspectos más relevantes que se tratarán a continuación hacen referencia a la superficie en la que se desarrollaron las pruebas, al control de la velocidad, intentando replicar, en la medida de lo posible, la situación real de competición, al calzado utilizado y a su técnica de atado, así como a la aleatorización de todas las pruebas biomecánicas dinámicas a realizar. El objetivo principal de esta metodología, y que a continuación se explica y discute de manera pormenorizada, es evitar cualquier confusión a la hora de recoger los datos y su posterior análisis en futuras investigaciones.

### 8.1.1 La muestra

El número de sujetos estudiados fue 48 (i.e., 18 de alto nivel, 15 de nivel medio y 15 sujetos control), tamaño muestral suficiente para estimar los parámetros de interés. Otras investigaciones con objetivos similares como la de Wit et al. (De Wit et al., 2000), utilizaron 9 corredores que definieron como “corredores entrenados en larga distancia”. Divert et al. (C Divert et al., 2005) realizaron un estudio con 35 “corredores sanos”, mientras que Lieberman et al. (Daoud et al., 2012) llevó a cabo un estudio con 52 corredores de un “equipo universitario de campo a través”.

A partir de la revisión bibliográfica de Fong Yan et al. (Fong Yan et al., 2013), se ha confeccionado la Tabla 44 en la que se recogen estudios similares al nuestro y el número de sujetos evaluados en cada caso.

Para poder formar parte de la muestra, los sujetos no podían presentar lesiones, ni al inicio de la investigación ni a lo largo de las pruebas de evaluación que realizaron, al igual que se recoge en la metodología de otros estudios (De Cock et al., 2008; Tine Marieke Willems et al., 2012).

**Tabla 44.** Tabla resumen de estudios similares al presente y número de sujetos que conforma su muestra.

| <b>Autores</b>                | <b>Año</b> | <b>Tamaño muestral</b>  |
|-------------------------------|------------|-------------------------|
| Akins et al.                  | 2011       | 10                      |
| Braunstein et al.             | 2010       | 14                      |
| Burnfield et al.              | 2004       | 19                      |
| De Clercq, Aerts and Kunnen   | 1994       | 2                       |
| De Wit, De Clercq and Aerts   | 2000       | 9                       |
| Dickinson, Cook and Leinhardt | 1986       | 6                       |
| Divert et al.                 | 2005       | 35                      |
| Esnault                       | 1985       | 1                       |
| Hoffman et al.                | 1981       | 1                       |
| Keenan et al.                 | 2011       | 68                      |
| Kerrigan et al.               | 2009       | 68                      |
| Lafortune                     | 1991       | 1                       |
| Lafortune and Hennig          | 1992       | 5                       |
| Lieberman et al.              | 2010       | Grupo A: 16 Grupo B: 17 |
| Maie et al.                   | 1992       | 4                       |
| McNair and Marshall           | 1994       | 10                      |
| Nyska et al.                  | 1995       | 11                      |
| Price, Jones and Graham-Smith | 2011       | 17                      |
| Sacco, Akashi and Hennig      | 2010       | 21                      |
| Serrao and Amadio             | 2001       | 3                       |
| Squadrone and Gallozzi        | 2009       | 8                       |
| Steele and Milburn            | 1987       | 15                      |
| Stockton and Dyson            | 1998       | 9                       |
| Veloso et al.                 | 1995       | 5                       |
| Webster et al.                | 2004       | 8                       |
| Yeow et al.                   | 2010       | 12                      |

Adaptado a partir de Fong Yan et al. (2013).

### 8.1.2 Asignación de los grupos

**E**l principal motivo para la creación de tres grupos distintos fue destacar la importancia de evaluar la influencia del nivel de rendimiento deportivo sobre la biomecánica del miembro inferior y la relevancia del entrenamiento en el principal parámetro a estudio: el contacto inicial.

Debían ser corredores de media y/o larga distancia, coincidiendo con estudios precedentes (Daoud et al., 2012). Fue fundamental para la investigación y la validez, tanto interna como externa, poder englobar a los sujetos con similares características en un mismo grupo y compararlo con otros en los que los individuos se caracterizasen por compartir mismos criterios.

En cuanto a las características de entrenamiento, consideramos en base a los distintos estudios (Hatala et al., 2013; Shih, Lin, & Shiang, 2013; John D Willson et al., 2014), que éstas tienen efectos sobre la biomecánica de los individuos y, por ello, es otro de los factores responsables de la categorización de los sujetos. Es relevante en este momento recordar que el principal parámetro a estudio es el contacto inicial corriendo, que está siendo motivo de evaluación en base a su modificación mediante el entrenamiento (Hatala et al., 2013; John D Willson et al., 2014). De ahí que los grupos estén también diferenciados por la práctica de un deporte, el atletismo, que se supone tiene efectos sobre el parámetro a estudio.

### 8.1.3 Periodo de familiarización

**T**al y como se ha indicado en el apartado de materiales y métodos, este estudio realizó las pruebas y mediciones biomecánicas dinámicas a velocidades individualizadas y, por ello, fue de vital importancia la realización de un periodo de familiarización, con el objetivo primordial de que cada individuo pudiese interiorizar sus velocidades correspondientes.

Estudios similares, como el de Shanthikumar et al. (Shanthikumar et al., 2010a) destacan la importancia de que los sujetos realicen todos los ensayos que sean necesarios para poder llevar a cabo el procedimiento de manera exitosa. Con el fin de conseguir la mejor adecuación posible, a lo largo de todo el proceso de familiarización, los investigadores informaron a los sujetos (i.e., retroalimentación) acerca de la correcta o incorrecta asimilación del ritmo.

#### 8.1.4 Calzado para la realización de las pruebas dinámicas

**E**l calzado es uno de los factores que más controversia crea, en cuanto a que existen diferentes hipótesis defendiendo que los seres humanos no se adaptan al uso de calzado y que eso podría influir en el desarrollo de lesiones (D. Lieberman, 2012).

Dado que es ampliamente debatido tanto a nivel popular, a través de la publicidad, como entre la comunidad científica el concepto de que el calzado deportivo es capaz de reducir las vibraciones, consideramos que era necesaria, al igual que indican estudios y revisiones anteriores (Tam et al., 2014), más investigación al respecto. En este sentido, en la última década ha habido un gran debate sobre si actividades como caminar o deportes como correr se deben realizar con los pies descalzos o calzados.

En base a la revisión bibliográfica realizada, este estudio es de los pocos que analiza la zona del pie con la que se realiza el CI con el suelo homogeneizando el calzado deportivo. Otros estudios mencionados anteriormente permitieron a los sujetos a estudio utilizar su propio calzado durante las pruebas de evaluación (D Casey Kerrigan, Karvosky, Lelas, & Riley, 2003; D C Kerrigan, Todd, & Riley, 1998; Shakoor & Block, 2006). Este hecho es, a nuestro entender, una variable extraña no controlada, ya que introduce un factor de confusión (i.e., heterogeneidad del calzado) en el análisis que podría desvirtuar los resultados obtenidos, pues tal y como indica Benno Nigg en su libro (Benno M. Nigg, 1986), las características del calzado podrían influir en el rendimiento, la economía de carrera y las lesiones.

Otros investigadores han utilizado el calzado habitual del corredor (Tine Marieke Willems et al., 2012) o, como en nuestro caso, un calzado neutro (De Wit et al., 2000) con el objetivo de homogeneizar al máximo todo el protocolo de evaluación, desde la toma de datos, los periodos de descanso y la indumentaria en todos los sujetos.

Una tendencia reciente ha sido testigo de la aparición de diseños de calzado minimalista sin mediasuelas y/o con suelas ultradelgadas, alegando beneficios para el corredor de competición (D. E. Lieberman et al., 2010). La alteración del diseño del calzado parece modificar la atenuación del impacto, sin embargo, los resultados en muchos casos son contradictorios.

Dado que, tal y como se demuestra en el artículo de Bonacci et al. (Bonacci et al., 2013) correr con calzado minimalista no es lo mismo que correr calzado, en nuestro estudio se decidió que los corredores utilizaran el mismo modelo de zapatilla deportiva y que ésta

fuera neutra, de entrenamiento y con un *drop* medio (i.e., 8mm), en base a la tipología habitual del calzado utilizado por los corredores.

Del mismo modo, no se permitió el uso de ninguna ortesis o corrector plantar para no interferir en el patrón normal de interacción del pie con el suelo, al igual que realizaron otros autores (Shanthikumar et al., 2010a) y que, según los hallazgos de Burkett et al. (Burkett et al., 1985), Franz et al. (Franz, Wierzbinski, & Kram, 2012a), así como de Divert et al. (C Divert et al., 2008) y Hanson et al. (N. J. Hanson et al., 2011), el hecho de añadir masa extra al calzado (i.e., mayor peso de la zapatilla) aumentaría el coste metabólico e incrementaría el  $\text{VO}_2$ , causando un incremento en la percepción del esfuerzo y de la frecuencia cardíaca, pudiendo de este modo alterar los resultados.

La comparación entre el calzado deportivo definido como acolchado y aquel definido como minimalista, es un tema actual que suscita controversia. Estudios previos, como el de Squadrone et al. (Squadrone & Gallozzi, 2009b), llevados a cabo con corredores experimentados que habitualmente entrenaban descalzos, no han mostrado diferencias significativas entre correr descalzo y hacerlo con calzado minimalista, argumentando que los corredores adaptaban su técnica de carrera en función de las características de la superficie sobre la cual corrían. Desde nuestro punto de vista, existe un periodo mínimo necesario de transición y de adaptación para correr con calzado minimalista o descalzo. Por esta razón, nosotros decidimos que los corredores participantes en nuestra investigación fueran usuarios de calzado estándar de entrenamiento y sin experiencia en correr descalzo, para no desvirtuar los resultados obtenidos.

En la misma dirección van los resultados obtenidos por TenBroek et al. (TenBroek, Rodrigues, Frederick, & Hamill, 2013), los cuales destacan en sus hallazgos que los corredores que corren habitualmente calzados realizan un CI del pie más “plano” al correr descalzo o con calzado minimalista en comparación a cuando lo hacen calzados, aún cuando el CI sigue realizándose con el talón.

Estudios como los anteriores ponen de manifiesto la importancia del entrenamiento y la transición, temas que han sido tratados anteriormente y que volverán a serlo en sucesivos apartados.



### 8.1.5 Técnica de atado para la realización de las pruebas dinámicas

**E**l principal motivo para llevar a cabo la homogenización de la técnica de atado, como se ha propuesto a lo largo de la investigación, ha sido controlar en todo lo posible las diferentes variables extrañas que podrían influir o afectar a los resultados. Por ello, que todos los participantes ataran sus zapatillas con la misma técnica garantizaba más homogeneidad en el protocolo de la investigación en cuanto a la evaluación biomecánica dinámica se refiere.

Investigaciones previas han analizado la influencia de la lazada en las zapatillas de correr y su relación con la biomecánica del pie en carrera, tal y como se desprende del estudio de Hagen et al. (Hagen & Hennig, 2009), quienes observaron un acoplamiento más firme del pie en una zapatilla con cordones que cubrieron hasta el último ojal superior, conduciendo a un uso más eficaz de las características de rodamiento del calzado deportivo y, probablemente, reduciendo el riesgo de lesiones de los miembros inferiores.

De igual modo, se valoró la utilización de cordones elásticos, pero en este caso, a raíz de los hallazgos obtenidos por Hong et al. (Hong, Wang, Li, & Zhou, 2011), en donde los corredores que utilizaban cordones elásticos registraron un mayor pico de presión plantar en el lado lateral de la parte delantera del pie, así como una mayor pronación máxima del retropie, se descartó esta opción al poder influir en la biomecánica del sujeto a estudio.

Se debe tener en cuenta que, en general, los cordones pueden ayudar a los corredores a obtener un mejor ajuste del pie con la zapatilla, puesto que aumentan el confort percibido y disminuyen la pronación máxima y la presión plantar (Hagen & Hennig, 2009). Por otra parte, también pueden ayudar a prevenir lesiones, al permitir un mejor control de los factores antes mencionados.

En base a lo citado anteriormente y a la bibliografía revisada, se puede indicar que este es el primer estudio que homogeniza el patrón de atado además de controlar la velocidad de forma individualizada y de homogeneizar el tipo y modelo de la zapatilla en todos los sujetos para tener controladas las variables que se señalan como importantes en los artículos mencionados.

### 8.1.6 Pruebas de evaluación y validación de las mismas

Se decidió comparar las condiciones de correr calzado y descalzo, sobre una pista homologada de atletismo, para simular los ritmos de competición y los contactos del pie con la superficie más utilizada para competir y que permite correr también en condición descalza, puesto que las propiedades mecánicas de la superficie en la que se corre influyen en la selección de los patrones de CI (Hatala et al., 2013). Además, en este sentido el tartán no daña el pie de la misma forma que podría hacerlo el asfalto, ni modifica tanto la rigidez de las articulaciones en el momento del impacto como puede suceder cuando se impacta en una superficie más dura (e.g., hormigón, asfalto), puesto que en ese caso la planta del pie proporciona información sensorial y una respuesta motriz de evitación, indicada a través de una rápida flexión de cadera (Altman & Davis, 2012b) y, de ese modo, poder alterar el CI y los resultados obtenidos.

A pesar de que otros estudios investigaron y compararon las repercusiones de correr calzado sobre el tartán y descalzo sobre la hierba (Braunstein, Arampatzis, Eysel, & Brüggemann, 2010), nuestra investigación reproduce una situación más real de competición al tratarse, insistimos, de una superficie homologada y no en laboratorio.

Otro de los motivos para comparar la cinemática y cinética del pie corriendo calzado y descalzo, es que desde la bibliografía se ha sugerido que las evaluaciones descalzos pueden ser más sensibles en la detección de factores de riesgo para el desarrollo de lesiones en el miembro inferior que las evaluaciones calzados.

A favor de la evaluación calzado, destacar que la mayoría de las actividades deportivas se realizan calzados; por ello, desde nuestro punto de vista, consideramos que podría ser más apropiado evaluar la presión plantar en una situación real y habitual de competición como es la condición de calzada.

Tal y como se desprende del artículo de revisión de Fong Yan et al. (Fong Yan et al., 2013), las diferentes metodologías utilizadas en las investigaciones propician discrepancias y que no se puedan extrapolar conclusiones y aplicaciones prácticas debido a la heterogeneidad de las características de los estudios realizados en el tema. Del mismo modo, coincidimos con estos autores en que muchos de los estudios han examinado el calzado deportivo y sus efectos sobre distintos parámetros de la carrera a pie, pero para

poder comprender de la mejor manera el verdadero efecto del calzado, cualquier comparación debe hacerse con la condición descalza.

Para la obtención de los datos de CI con el suelo se ha utilizado una plataforma de presiones Footscan (RS Scan International, Clinic Software, Bélgica) con unas medidas de 0,58 m × 0,42 m × 0,01 m y compuesta por 4096 sensores de 300 Hz, la cual se colocó calibrada, al mismo nivel y en la mitad de una de las calles de la pista de atletismo.

Las zonas de CI fueron identificadas de manera similar a investigaciones precedentes (Tine Marieke Willems et al., 2012), a través del programa informático de la plataforma (Footscan® software 7.0 Gait 2nd Generation, RsScan International). No obstante, en nuestra investigación, estas zonas identificadas automáticamente fueron ajustadas manualmente cuando se consideró necesario. Además, siempre fueron contrastadas por dos investigadores para garantizar la mayor exactitud posible.

Tal y como se recoge en el artículo de Wearing et al (Wearing, Urry, Smeathers, & Battistutta, 1999), los protocolos de evaluación de la marcha comúnmente utilizados estiman que la realización de dos pasos antes del contacto con la plataforma suele ser suficiente para estudiar la presión plantar. Sin embargo, se ha sugerido que el protocolo a seguir a de elegirse en función de los parámetros a medir. Es por ello que consideramos que era necesario llevar a cabo las evaluaciones biomecánicas en dinámico, caminando y corriendo, en una simulación lo más exacta posible del gesto deportivo y a una velocidad individualizada, tal y como se discutirá en el apartado correspondiente.

Para la validación de los contactos del pie con la plataforma en cada una de las condiciones, calzada y descalza, se siguieron los protocolos presentes en otros estudios (De Cock et al., 2008, 2006; Shanthikumar et al., 2010a; Wearing et al., 1999) en los que se analizaron un mínimo de dos ensayos válidos de cada pie y en cada una de las condiciones, cumpliendo los siguientes criterios: (1) Presencia de un patrón de CI de talón o con el antepié (controlado mediante filmación superlenta y alta definición); (2) mantenimiento constante de la velocidad prescrita en la ejecución; y (3) ausencia de ajustes en el patrón de la marcha o de la carrera antes o durante el contacto con la plataforma. Todo esto con el añadido por nuestra parte de la validación a través de dos investigadores con experiencia en el estudio y análisis de las presiones plantares.

### 8.1.7 Proceso de aleatorización de las pruebas

Otro de los aspectos importantes en la metodología es la aleatorización de las pruebas que realizan los sujetos, dado que investigaciones como las de Willems et al. (Tine Marieke Willems et al., 2012) indican como un posible factor de confusión la fatiga que sufre el atleta a lo largo de las pruebas.

Confirmando esto, se discute otro de los artículos con los que hemos comparado la metodología y a partir del cual decidimos aleatorizar cada una de las pruebas. Este trabajo ha sido llevado a cabo por Hayes et al. (Hayes & Caplan, 2012), en el cual los sujetos realizaron varias vueltas alrededor de una pista, destacando que el tiempo de contacto con el suelo durante la primera vuelta fue significativamente menor que el de la última vuelta, lo que podría reflejar la fatiga del corredor y, por lo tanto, alterar el patrón de CI y, en definitiva, la biomecánica de la pisada.

Ante lo descrito a lo largo del marco teórico acerca de la activación neuromuscular, parece razonable suponer que la fatiga es un factor crucial que puede comprometer de manera significativa la capacidad del cuerpo para adaptarse a los cambios mecánicos y musculares que ocurren durante la carrera descalzo. Estudios como el de Dierks et al. (Dierks, Manal, Hamill, & Davis, 2011), desarrollados en tapiz rodante, indicaron que la fatiga puede aumentar estos cambios mecánicos. Del mismo modo, De Wit et al. (De Wit et al., 2000) pusieron de manifiesto que para comprender plenamente los riesgos y los beneficios de correr descalzo, sobre todo durante las primeras fases de la adaptación, se requiere conocer los efectos de la fatiga.

Con la intención de controlar esta variable extraña (i.e., fatiga), los participantes debían descansar obligatoriamente un mínimo de 24 h previamente a la realización de las evaluaciones, así como realizar las pruebas biomecánicas dinámicas en el orden que les marcaba una papeleta extraída de una bolsa negra (i.e., aleatorización), protocolo que ha sido explicado en el apartado de materiales y métodos.

Tal y como se recoge en la revisión de Tam et al. (Tam et al., 2014), hasta el momento la investigación se ha limitado, principalmente, a estudios en laboratorio con corredores y en ausencia de fatiga, lo cual puede reducir la validez externa de estos resultados, ya que la fatiga es un componente crucial y casi omnipresente en la carrera.

### 8.1.8 El contacto inicial como parámetro a estudio

El CI ha sido motivo de debate desde que Lieberman et al. (D. E. Lieberman et al., 2010) publicaran en la revista *Nature* un artículo en el que indicaban que el ser humano destaca en la evolución de las especies por su capacidad para correr largas distancias de forma sostenida. En el citado artículo, Lieberman y colaboradores defienden que físicamente somos un animal lento, débil y muy limitado, pero que hay una habilidad física en la que ninguna especie puede batirnos: correr durante horas sin parar, indicando que puede haber un mecanismo genético subyacente y no consecuencia de la casualidad.

El principal factor generador de este interés por conocer las diferencias entre correr con un CI de antepié o de retropié fue que, según Lieberman y colaboradores, estaría asociado a las lesiones en el corredor.

En su artículo (D. E. Lieberman et al., 2010), estos autores indican que antiguamente los corredores de resistencia lo hacían habitualmente descalzos y, a menudo, aterrizaban en la parte delantera del pie y con menos frecuencia, en el talón. Por el contrario, la mayoría de los corredores calzados, presentan CI en la parte trasera del pie, facilitados por el talón elevado y acolchonado de las zapatillas deportivas modernas.

Su investigación halló que los corredores descalzos con un patrón de antepié presentaban fuerzas de colisión inferiores a los corredores calzados con un patrón de retropié y que esto podría ser un factor de protección para las lesiones del miembro inferior relacionadas con el impacto en un gran porcentaje de corredores (D. E. Lieberman et al., 2010).

A raíz de esta investigación, han sido muchos los autores que han estudiado el CI y su relación con las lesiones (Daoud et al., 2012; Shih et al., 2013), así como con las marcas y el rendimiento en las competiciones (Craighead, Lehecka, & King, 2014; Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013; Larson et al., 2011).

Cabe destacar, al igual que se hizo en el marco teórico, que son numerosos los estudios que coinciden al indicar que correr en tapiz rodante no es lo mismo que correr en contacto con el suelo o en pista (Keenan et al., 2011) (Riley et al., 2008a). Por ello, y siguiendo esta línea de investigación, nosotros al igual que Van Caekenberghe et al. (Van Caekenberghe et al., 2013) coincidimos que es mecánicamente diferente correr en tapiz rodante y en suelo, por lo que decidimos realizar las pruebas en pista asumiendo que los resultados serían más reales y aplicables al colectivo de corredores. Estudios similares

con los que se discutirán los resultados obtenidos (C Divert et al., 2005; Keenan et al., 2011), evaluaron diferentes parámetros biomecánicos en condición calzada y descalza, pero realizaron estas pruebas en tapiz rodante.

Como aclaración, destacar que el tapiz rodante se asocia con una menor magnitud de la presión plantar máxima y una fuerza plantar máxima más baja en las zonas a estudio del pie. Estos resultados sugieren que la distribución de la carga plantar en el tapiz rodante no es la misma que la distribución de la carga plantar al correr sobre el suelo u otras superficies terrestres (Hong et al., 2012).

Estudios recientes, como el llevado a cabo por Glauberman et al. (Glauberman & Cavanagh, 2014), también han destacado que las lesiones por sobreuso son muy comunes en los corredores, no sólo profesionales sino también aficionados, debido a que suelen presentar periodos largos de entrenamiento y competición con otros menos activos, deportivamente hablando, como se referenció en el apartado correspondiente del marco teórico. La prevalencia de dichas lesiones, que se han asociado al CI, ha sido objeto continuo de estudio, como por ejemplo en el caso Glauberman et al., asociando las características de la pisada a la etiología de las respuestas de estrés en la tibia motivando, según el estudio, esfuerzos para modificar la carga en la pisada mediante la alteración del CI. Los resultados de este estudio sugieren que no parece un factor preventivo de lesiones el hecho de que los corredores con un CI de retropié realicen una transición al CI de antepié, pues en el caso de este estudio el CI de antepié tuvo mayores cargas en la tibia que el CI de retropié (Glauberman & Cavanagh, 2014). La razón podría ser que el CI de antepié requiere, como se ha indicado anteriormente, de mayor esfuerzo muscular en el momento de frenar esas aceleraciones tibiales. Por lo tanto, si el esfuerzo es mayor, podría haber un mayor riesgo de lesiones debido a las mayores tasas de carga que soportan los tejidos.

Siguiendo las recomendaciones metodológicas recogidas en la revisión sistemática llevada a cabo por Fong Yan et al. (Fong Yan et al., 2013), en la que se indica que la mayoría de los estudios relacionados con nuestra línea de investigación no informaron acerca del tipo de CI utilizado por los participantes (Burnfield et al., 2004; De Wit et al., 2000; D Casey Kerrigan et al., 2009b; Maie et al., 1992; Serrao & Amadio, 2001; Webster, Kinmont, Payne, & Feller, 2004; Yeow, Lee, & Goh, 2011), consideramos que la metodología en la investigación biomecánica dinámica que compare correr calzado con correr descalzo, debe ser más rigurosa y coherente. Por estas razones, una de las

principales finalidades de nuestro estudio fue reportar toda la información relativa a la proporción de corredores que utilizan un CI de antepié y retropié y a ritmos de carrera individualizados similares a los de competición.

#### 8.1.9 Cinética de la marcha. Fases

**E**studios previos cuantificaron el desplazamiento del centro de presión de la pisada (CPP) y lo consideraron un parámetro importante para determinar la estructura y función del pie mediante la comparación con datos de referencia en sujetos sanos.

A la hora de clasificar las fases de contacto del pie con el suelo, se ha utilizado el programa informático de la plataforma de presiones (Footscan® software 7.0 Gait 2nd Generation, RsScan International), el cual está validado a través de diferentes estudios entre los cuales se encuentran varios de autores como Bobbert et al. (Bobbert et al., 1992), Blanc et al. (Blanc et al., 1999) o De Cock et al. (De Cock, De Clercq, Willems, & Witvrouw, 2005b; De Cock et al., 2008). En estos artículos, se establecen un conjunto de datos de referencia que describen las características temporales de los pies durante la marcha y la carrera. Se propusieron cuatro fases, las cuales se indica están indirectamente vinculadas a los movimientos funcionales del pie. En el apartado de discusión de los resultados se comparan los datos de estas fases obtenidos en nuestro estudio con los hallados por otros autores.

#### 8.1.10 Velocidad en la realización de las pruebas

Tal y como se discute en la revisión sistemática citada anteriormente (Fong Yan et al., 2013), la velocidad a la que se realiza el CI se ha demostrado que influye en la magnitud del pico de fuerzas de reacción del suelo. Sin embargo, no todos los estudios informaron acerca de la velocidad de la marcha o de la carrera de los sujetos. Los estudios revisados para determinar la velocidad a la que los participantes deberían de caminar y correr, no establecen un consenso al respecto. Unos proponen establecer la velocidad para caminar como la preferida por los sujetos, mientras que otros la estandarizan.

De modo similar, la velocidad durante la carrera también es heterogénea en la evidencia científica disponible, abarcando desde los 3,3 m/s (De Cock et al., 2008, 2006) (C Divert et al., 2005) hasta los 11 km/h (D Casey Kerrigan et al., 2009b), o estableciendo tres velocidades, como en las investigaciones de De Wit et al. (De Wit et al., 2000) (e.g., 3,5, 4,5, 5,5 m/s) o de Burnfield et al. (Burnfield et al., 2004) (e.g., 57, 80 y 97 m/min).

Hemos comprobado que todas las velocidades anteriormente referidas son descritas por los propios autores como “cómodas o preferidas” para los sujetos o “velocidades predeterminadas” por los investigadores.

En el caso de nuestra investigación, nos basamos en las investigaciones realizadas por Margaria et al. (MARGARIA et al., 1963), en cuyo estudio mostraron que el coste energético de la caminata se incrementa con la velocidad. Este dato viene dado por una función curva en la que a partir de 8,5 km/h es más económico correr que caminar. Por ello, se decidió utilizar el 55% de esta velocidad umbral; es decir, 4,7 km/h (1,305 m/s), como la velocidad para desarrollar las evaluaciones biomecánicas dinámicas caminando.

En el caso de la velocidad establecida para las evaluaciones biomecánicas dinámicas de carrera, como se ha indicado anteriormente, se optó por individualizarla a partir de la VAM obtenida en el UMTT (Léger & Boucher, 1980). El principal motivo de esta elección fue intentar replicar un ritmo real de competición (i.e., aproximadamente, el ritmo de competición en media maratón) a partir de los niveles obtenidos en un test de esfuerzo máximo previo, para conseguir que la velocidad establecida fuese acorde al estado de forma deportiva del individuo en el momento de la realización del estudio.



Además, el UMTT es un test de campo que replica, en gran medida, las condiciones reales de competición.

La VAM fue definida de muchas formas. Sin embargo, una de las más aceptadas es la definida por Billat et al. (V. Billat, Renoux, Pinoteau, Petit, & Koralsztein, 1994) como “la velocidad mínima necesaria para alcanzar el consumo máximo de oxígeno”.

La VAM es un parámetro que tiene una gran validez para la prescripción y monitorización de los entrenamientos (García Manso *et al.*, 1996; García Verdugo & Léibar, 1997; Tuimil & Rodríguez, 2003) y para la predicción del rendimiento deportivo en carreras que van desde los 800 m hasta la maratón (Lacour et al., 1989; Rodríguez & Aragonés, 1992; Billat et al., 2003; Boullosa & Tuimil, 2004; Boullosa & Tuimil, 2005; Bragada et al., 2010).

Billat et al., pioneros en el estudio de la VAM y sus relaciones con el rendimiento, establecieron, en un interesante estudio con atletas de fondo de alto nivel (e.g. VAM:  $21,6 \pm 1,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ; tiempo en media maratón:  $1\text{h } 12 \text{ min} \pm 2 \text{ min } 27 \text{ s}$ ) que la velocidad de competición en media maratón se sitúa entorno al 80-85% de la VAM (V. Billat et al., 1994). De modo similar, Bragada et al. (Bragada et al., 2010), en un estudio longitudinal desarrollado con mediofondistas entrenados (e.g. VAM:  $19,8\text{-}20,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ; velocidad de competición:  $19,59\text{-}20,16 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ), reportaron que correr a una velocidad de producción de lactato de  $4 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$  (e.g.  $17,2\text{-}17,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ), la cual se ha asociado tradicionalmente a la velocidad desarrollada en el máximo estado estable del lactato (MLSS, del inglés *maximal lactate steady state*), supone, aproximadamente, el 87% de la VAM (Bragada et al., 2010). Esto cobra mayor importancia si se considera que el ritmo de competición en largas distancias, como la maratón, se sitúa justo por debajo de la velocidad correspondiente al MLSS (V. L. Billat, Sirvent, Py, Koralsztein, & Mercier, 2003).

En base a los artículos indicados anteriormente, decidimos que la velocidad utilizada en la condición de carrera debía estar justificada desde un punto de vista del rendimiento. Por ello, se estableció que fuera el 85% de la VAM alcanzada en la prueba del UMTT, consiguiendo individualizar al máximo este parámetro tan importante para el análisis de las variables a estudio.

### 8.1.11 El rendimiento y su relación con el contacto inicial

**A**l hablar de rendimiento, es necesario hacer referencia a la VAM, comentada en el anterior apartado, y que pone de manifiesto la gran relación que tienen ambos. De modo similar, otro de los parámetros que determinan el rendimiento en la carrera a pie es la EC.

Saunders et al. (Saunders et al., 2004) definen la EC como la demanda de energía para una velocidad de carrera submáxima determinada. También indican que existe una fuerte relación entre la EC y el rendimiento en las carreras de larga distancia, en las cuales la EC es un buen predictor del rendimiento.

La EC se puede medir en un tapiz rodante, pero al igual que se ha indicado en otros apartados en referencia a otras variables (Hong et al., 2012; Keenan et al., 2011; Riley et al., 2008a; Van Caekenbergh et al., 2013), los resultados pueden no reflejar fielmente las condiciones reales de carrera, al ser medidas en condiciones de laboratorio (Daniels, 1985).

El motivo para tener en cuenta el rendimiento en nuestra investigación es que diferentes estudios describen que existen una serie de factores fisiológicos y biomecánicos que parecen influir positivamente a la EC de corredores altamente entrenados o de élite. Algunos de ellos, y que tienen estrecha relación con nuestra investigación, son los bajos picos de las fuerzas de reacción del suelo y el aprovechamiento de la energía elástica, dado que ambas características están asociadas al CI de antepié, evaluado en este estudio, y descritas por varios estudios (Daoud et al., 2012; De Wit et al., 2000; C Divert et al., 2008; D. E. Lieberman et al., 2010) como relevantes.

A la vista de estos datos, es importante tener en cuenta que el rendimiento está relacionado directamente con la EC (Foster & Lucia, 2007; Hausswirth & Lehénaff, 2001; MARGARIA et al., 1963; Saunders et al., 2004) por lo que requiere ser tenida en cuenta a la hora de diseñar los protocolos y establecer la velocidad de carrera como se ha indicado en el apartado anterior referente al establecimiento de la velocidad para la realización de las pruebas biomecánicas en dinámico.

En otros estudios, como el realizado por Willems et al. (Tine Marieke Willems et al., 2012), para determinar la velocidad a la que deberían de realizar las pruebas biomecánicas los sujetos, los investigadores les preguntaron a los participantes acerca de la velocidad a

la que corrían habitualmente, o bien obtuvieron los datos mediante un chip colocado en el calzado (Tine Marieke Willems et al., 2012). Estos mismos autores reconocen que la fatiga pudo influir en los datos obtenidos (Tine Marieke Willems et al., 2012), algo que no sucede en nuestro estudio, en el que todos los participantes realizaron las pruebas con, como mínimo, 24 h de descanso y aleatorizando todas las pruebas como se ha indicado anteriormente.

Dado que existe controversia acerca de si un CI de antepié es mejor que uno de retropié, en términos de EC, consideramos que es importante realizar comparaciones entre los distintos grupos para evaluar distintos niveles de rendimiento, dado que algunos de los parámetros que pueden influir en la EC (Saunders et al., 2004), son medidos en esta investigación. Esta idea está apoyada por Craig Payne en su discusión acerca del reciente artículo publicado por Craighead et al. (Craighead et al., 2014). En el citado estudio, los autores indican que se produjeron cambios en las variables cinemáticas relacionadas con una disminución en la longitud de la zancada y el aumento de la cadencia, pero que no existían mejoras o cambios en la EC después de un entrenamiento de la técnica de carrera. Coincidimos con Craig Payne al indicar que en el estudio se realiza una comparación dentro de los grupos en lugar de una comparación entre ellos, puesto que presentan un grupo placebo o de no intervención (i.e., grupo control), y lo más lógico sería comparar los resultados entre los dos grupos a estudio, tal y como se lleva a cabo en nuestra investigación, donde comparamos tres grupos (i.e., ATAL, ATMED, CON). De igual forma, en el apartado de aplicaciones prácticas, se recoge una amplia discusión acerca de si el entrenamiento de la técnica de carrera y del CI consigue realmente lo que pretende.

Consideramos de vital importancia tener presente que el rendimiento se ve afectado, tal y como indican artículos como el de Saunders et al. (Saunders et al., 2004), por variables como el entrenamiento, el entorno, la antropometría y la biomecánica; apartado este último donde las fuerzas de reacción del suelo son el principal determinante del coste metabólico durante la carrera. Esto también es apoyado por otros autores e investigaciones (Farley & McMahon, 1992; Heise & Martin, 2001; Kram & Franz, 2012; Kram & Taylor, 1990).

### 8.1.12 Navicular drop

Tal y como se ha venido referenciando, la cuantificación de la presión plantar es una variable importante a la hora de conocer la biomecánica del pie y su relación con el miembro inferior y las lesiones. Sin embargo, coincidimos al igual que otros autores (Blanc et al., 1999; Bobbert et al., 1992; De Cock et al., 2005b) al indicar que parece evidente que las medidas de presión plantar se deben combinar con otras herramientas biomecánicas de evaluación, tales como el 3D y otras mediciones funcionales de podología. Es a raíz de esto cuando consideramos necesario incluir una variable de evaluación podológica: el *navicular drop*.

Revisiones bibliográficas como la de Tong et al. (Tong & Kong, 2013) indicaron que el test del *navicular drop* muestra tamaños del efecto (en inglés, *effect size*) significativos en la identificación de pie plano. Su revisión concluye que estudiando también la altura del hueso navicular (en inglés, *navicular height*), se observa que los pies con arcos altos y bajos se asocian con lesiones de las extremidades inferiores, pero la fuerza de esta relación es baja.

Otros estudios, evaluaron el *navicular drop* a través de un fisioterapeuta (Keenan et al., 2011) clasificando clínicamente a los sujetos como “neutro”, “hipomóvil” e “hipermóvil”. Para cuantificar estas categorías comúnmente consideradas como subjetivas también utilizaron, al igual que en nuestro caso, un test modificado del *navicular drop*. En su caso, los rangos que usaron para cada clasificación fueron: “hipomóvil” (0–3 mm de caída o *drop*), “neutro” (4–6 mm de *drop*), o “hipermóvil” (> 7 mm de *drop*).

Como se ha indicado anteriormente, el arco longitudinal interno es imprescindible para una correcta biomecánica y prevención de lesiones (D. S. Williams 3rd et al., 2001a). Diferentes estudios han asociado patología de primer radio (Paton, 2006b) y exceso de pronación de la subastragalina, con la consiguiente rotación tibial interna (Eslami, Damavandi, & Ferber, 2013b; Mueller, Host, & Norton, 1993a), a una alteración en la medida del *navicular drop*, así como en deportistas con exceso de trabajo donde pueden aparecer lesiones por sobreuso (Cowley & Marsden, 2013; Rathleff et al., 2012b).

Sin embargo existe controversia acerca de si el *navicular drop* es una medida fiable y precisa, ya que algunos estudios concluyen que el *navicular drop* posee alta fiabilidad cuando se utiliza por evaluadores experimentados (Barton, Bonanno, Levinger, & Menz, 2010b), principal motivo por el cual en nuestro estudio es llevado a cabo por dos

investigadores como se indicó de manera pormenorizada en el apartado de materiales y métodos. Otro de los puntos que generan desacuerdo en la comunidad científica es que un nuevo método 3D mostró que el *navicular drop* obtenido durante la estática del pie no podía predecir la deformación del arco longitudinal durante la marcha (Bencke et al., 2012b). En relación con este artículo coincidimos como hemos indicado en apartados anteriores, en que las medidas estáticas de las extremidades inferiores y del pie son poco efectivas y tienen un valor limitado para predecir el comportamiento dinámico del pie y, por consiguiente, consideramos importante intentar aportar más información para discernir alrededor de esta variable dado el desacuerdo entre la comunidad científica en la relevancia/fiabilidad de este test.

Destacando la necesidad de evaluar en el corredor variables biomecánicas dinámicas, son varios los estudios que lo ponen de manifiesto (Sharon J Dixon, Creaby, & Allsopp, 2006; Shanthikumar et al., 2010a), sobre todo en aquellos atletas que presentan antecedentes de lesiones, con el fin de estudiar posibles indicadores en el riesgo de lesiones por sobreuso.

Nuestro objetivo no fue el de otorgar unos valores ya establecidos, sino que en base a la falta de consenso observada en la bibliografía, nuestro principal objetivo fue investigar e indagar para poder establecer, en base a los resultados, unos rangos que podrían asociarse a la presencia o no de lesiones en el corredor.

## 8.2 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

8.2.1 Del contacto inicial del pie con el suelo corriendo, descalzo y calzado, a velocidad individualizada para cada participante en función del grupo.

**E**l estudio del gesto deportivo es vital para poner conocer la biomecánica de un deporte, mejorar su ejecución y prevenir lesiones. En este aspecto, la carrera implica un gesto técnico cíclico caracterizado por una sucesión de pasos (Fellin, Rose, Royer, & Davis, 2010), donde el contacto inicial del pie con el suelo ha sido estudiado ampliamente (Altman & Davis, 2012a; Bertelsen, Jensen, Nielsen, Nielsen, & Rasmussen, 2013; Goss & Gross, 2012b).

Como se ha indicado anteriormente, correr descalzo se ha convertido en una moda y motivo de estudios, congresos y publicaciones, tanto en revistas científicas, así como en los medios de comunicación generales como resultado de sus supuestos beneficios, tanto en la reducción y prevención de lesiones como en las mejoras en el rendimiento para los corredores de todos los niveles.

Libros basados en experiencias y opiniones personales como *Nacidos para correr* (“*Born to Run*”, en inglés) (McDougall, 2010) ha puesto en auge el interés por el tema de correr descalzo, no sólo para los profesionales de la salud y el deporte, sino también para todos los corredores.

Tal y como se recoge en diferentes estudios, el CI depende en gran medida de la velocidad de carrera, la cual afecta al sujeto de manera individualizada. Ejemplo de lo anterior son los estudios de Hasegawa et al (Hasegawa et al., 2007) y Hayes y Caplan (Hayes & Caplan, 2012), los cuales identificaron que el CI de antepié era el más común en los corredores más rápidos. De modo similar, en nuestro estudio se demuestra que los sujetos del grupo ATAL, que tenían mejor marca en pruebas de resistencia y una VAM más elevada, también presentaban una mayor prevalencia del CI con el antepié con el suelo que los otros grupos.

Por tanto, nuestros resultados son acordes con el estudio de Hasegawa et al (Hasegawa et al., 2007) ya que ambos indican que el patrón de CI está condicionado por la velocidad de carrera.

Por otra parte, en nuestro estudio, el patrón de CI con el retropié estuvo presente en el 100% de los sujetos del grupo CON en la condición corriendo calzado, mientras que esta

prevalencia disminuyó al 55% y al 65% en los grupos ATAL y ATMED, respectivamente. Por ello coincidimos con Hasegawa et al. (Hasegawa et al., 2007) en que el patrón de CI con el antepié aumenta a medida que la velocidad de carrera se incrementa; dicho de otro modo, cuanto mayor es el nivel del atleta existe una mayor prevalencia de CI con el antepié. Sin embargo, en el estudio realizado por Hasegawa et al., al tratarse de una carrera real, el efecto de la fatiga pudo haber influido, ya que las evaluaciones se realizaron tras 15 km de competición.

Relacionado con el efecto de la fatiga en el patrón de CI realizado por los corredores, es necesario tener en cuenta los resultados obtenidos por Willems et al. (Tine Marieke Willems et al., 2012), quienes certificaron que existía un patrón de presión plantar alterado después de una carrera de larga distancia. En nuestro caso, los corredores realizaron las pruebas descansando previamente un mínimo de 24 h y aleatorizando las condiciones de caminar calzado, caminar descalzo, correr calzado y correr descalzo, precisamente para evitar que la fatiga pudiera afectar a los resultados obtenidos acerca del CI del pie con el suelo corriendo.

Es importante tener en cuenta el calzado a la hora de identificar el CI corriendo dado que, tal y como han destacado diferentes investigaciones (D. E. Lieberman et al., 2010), el calzado acolchado con *drops* altos favorece un CI de retropié. En base a esto, nuestros resultados también concuerdan con los hallados en la investigación de Hamill et al. (Joseph Hamill, Russell, et al., 2011) en la cual los participantes modificaban su patrón de pisada de retropié en condición calzada a un patrón de antepié cuando corrían descalzos.

A la vista de estos resultados, y como también indican otras investigaciones, consideramos que el origen de los mismos podría ser debido a la altura del tacón (i.e., *drop*) del calzado, tal y como se ha sugerido en investigaciones anteriores (D. E. Lieberman et al., 2010), y también como una respuesta del cuerpo para utilizar la amortiguación natural del mismo cuando se corre descalzo, la cual se ve favorecida por el impacto con el antepié (Lenhart, Thelen, Wille, Chumanov, & Heiderscheit, 2014; Ridge et al., 2013).

En la investigación llevada a cabo por Lieberman et al (D. E. Lieberman et al., 2010) se destaca que los corredores de resistencia habitualmente descalzos a menudo aterrizan en la parte delantera del pie y con menos frecuencia, en el talón. Por el contrario, la mayoría

de los corredores calzados aterrizan en la parte trasera del pie, facilitado por el talón elevado y acolchonado de la zapatilla deportiva moderna. También los autores identifican que los corredores descalzos con patrón de antepié tienen fuerzas de colisión inferiores a los corredores calzados con un patrón de retropié, lo cual podría ser un mecanismo para prevenir lesiones. Comparando nuestra metodología con la del estudio de Lieberman et al. (2010), se observa que en el caso de los sujetos que corrían descalzos (e.g., keniatas), estos autores no pudieron obtener los datos acerca de la presión plantar (sólo de forma visual mediante la grabación en vídeo). Además, los corredores de su estudio habitualmente presentaban CI de antepié y, por lo tanto, no se sabe el efecto que el entrenamiento podría tener en la transición de un patrón de CI a otro. En nuestro caso, todos los corredores eran usuarios de calzado acolchado y no corrían descalzos o con calzado minimalista. Además, todos ellos utilizaron el mismo calzado y las pruebas de evaluación realizadas fueron las mismas para todos los participantes.

Otro de los motivos por los que el CI del pie con el suelo cambia en la condición calzada y descalza, podría ser debido a lo que se demostró previamente (De Wit et al., 2000), asociando esta diferencia a que la almohadilla de la grasa plantar del talón es deformada hasta un 60,5% en condición descalza en contraste con el 35,5% de deformación de la misma cuando se corre calzado.

En el ámbito científico, Lieberman en su artículo titulado “*¿Qué podemos aprender de correr descalzo?*” (D. Lieberman, 2012) apoya la práctica de la carrera descalzo al defender que los humanos evolucionaron mediante adaptaciones para optimizar esta actividad mediante una biomecánica y un estilo de correr que minimizaría los picos de impacto, aumentando la propiocepción y la fuerza del pie, pudiendo prevenir así lesiones, independientemente de la elección de calzado. Comparando los resultados de Lieberman con los obtenidos en nuestro estudio, podemos concluir que si bien es cierto que los picos de presión se reducen realizando un CI de antepié, el cual es más común en corredores descalzos (Bishop et al., 2006; C Divert et al., 2005; Lohman et al., 2011; Paquette et al., 2013; S. E. Robbins et al., 1988), la elección del calzado, y principalmente su peso y el *drop*, son dos factores fundamentales para poder realizar un CI de antepié.

Por lo tanto, estamos de acuerdo con los estudios de De Clercq y User (De Clercq et al., 1994; User, 2010), al indicar que se podría suponer que los corredores adaptan su estilo de carrera para intentar reducir el impacto en el momento del CI al correr descalzo.



Al observar los datos obtenidos acerca del CI calzado y descalzo, éstos podrían indicar una estrategia adaptativa del corredor para utilizar la amortiguación natural del cuerpo, como esgrimen autores como C Divert et al. (C Divert et al., 2005). Esta adaptación neural mecánica también podría mejorar el almacenamiento y la restitución de la energía elástica a nivel de los extensores y flexores de tobillo, dado que el citado artículo encontró una mayor preactivación del músculo tríceps sural que fue estadísticamente significativa en los corredores descalzos comparado con los calzados.

Otro de los datos a destacar es que, en función del nivel de rendimiento deportivo, el tipo de CI varía. Esto es lo que se extrae de nuestro estudio, donde ninguno de los sujetos físicamente activos (i.e., grupo control) realizó un CI de antepié en la condición calzado, coincidiendo esto con otros estudios como el realizado por Bertelsen et al. (Bertelsen et al., 2013), en el que casi todos los corredores *amateurs* utilizan un CI de retropié tras empezar a correr con una zapatilla deportiva convencional. Por lo tanto, al igual que los autores de este estudio, se observa que el CI corriendo calzado en sujetos no corredores habituales es diferente del CI de los corredores de élite y subélite.

Del mismo modo, nuestros resultados explicarían las sospechas que Larson et al. (Larson et al., 2011) indican en su artículo, al observar que el CI con el retropié fue más común en los corredores *amateurs*, que a su vez eran más lentos. En nuestro estudio, estos corredores (i.e., grupo CON) realizaron las pruebas biomecánicas de carrera a velocidades absolutas inferiores que los otros grupos (i.e., ATAL y ATMED) dado que, como se indicó anteriormente, éstas correspondieron al 85% de la VAM. De estos resultados se puede concluir, como indican Mann et al. (Mann et al., 2014) en su estudio, que la velocidad de carrera afecta a distintos parámetros de la carrera.

Nuestros resultados son también similares a los de otros estudios (Hasegawa et al., 2007; Hayes & Caplan, 2012; Kasmer et al., 2013) que indican haber encontrado que el porcentaje de CI de antepié es mayor en corredores más rápidos y sugieren, al igual que nosotros, un efecto de la velocidad.

Por ello, y al igual que estudios de otros autores (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013), se observa que el contacto con el retropié es el patrón de CI más común en los corredores populares de media y larga distancia y que está asociado al calzado y al efecto de la fatiga conforme se recorren más km.

Otro aspecto que consideramos importante analizar, surge a raíz del estudio de Lieberman et al. (D. E. Lieberman et al., 2010). Sus resultados, comentados anteriormente, nos hacen preguntarnos si el CI en cada una de las condiciones se puede adoptar y si, por lo tanto, todos los corredores pueden lograr estos ajustes por igual. En nuestro estudio, al ser todos corredores que utilizan calzado para correr, podríamos indicar que sí existe ese periodo de aprendizaje y de entrenamiento de técnica de carrera en relación al CI, puesto que los atletas que más entrenaban (i.e., ATAL) presentaban un CI de antepié mayor en condición calzada que los otros grupos a estudio (i.e., ATMED y CON). Sin embargo, en el estudio de Lieberman et al., los sujetos evaluados descalzos eran keniatas y corredores habitualmente descalzos, por lo que consideramos que no se sabe o conoce el efecto del entrenamiento o la transición, al igual que opinan Tam et al. (Tam et al., 2014) en su metaanálisis. También consideramos que lo indicado en líneas anteriores no sólo viene determinado por la técnica de carrera y el entrenamiento; sino que el hecho de que las velocidades absolutas en el test sean más elevadas favorece una mayor prevalencia de un CI de antepié.

Un reciente estudio llevado a cabo por Larson et al. (Larson, 2014), que evaluó a 42 corredores de media y larga distancia, proporciona, al igual que nuestros resultados, información sobre el papel del calzado en la determinación del CI cuando se corre.

En su estudio compararon corredores descalzos con corredores calzados con calzado minimalista. Sus resultados indican que la mayoría de los corredores descalzos tienden a realizar un CI con el suelo en la parte media del pie o del antepié cuando se corre en una superficie como el asfalto, y que los que lo hacen con calzado minimalista realizan el CI con el retropié, principalmente en superficies duras como la indicada. La influencia de la superficie en el CI ya ha sido comentada anteriormente y son varios los artículos que también defienden esta teoría (Altman & Davis, 2012b; Bonacci et al., 2013; Hatala et al., 2013), asociándola al distinto comportamiento de la rigidez en las articulaciones.

Lo más destacable del estudio de Larson et al. es que en sus conclusiones indican que un calzado minimalista con algo de acolchado no simularía los parámetros de correr descalzo. Esto coincide con lo expuesto por Bonacci et al. (Bonacci et al., 2013) e indicado anteriormente, quienes indican en su estudio que correr descalzo es distinto tanto a correr con calzado acolchado como con calzado minimalista.

Comparando nuestros resultados con los de un reciente estudio llevado a cabo por De Almeida et al. (M. O. de Almeida, Saragiotto, Yamato, & Lopes, 2014) con corredores recreativos y *amateurs* que corrieron calzados, observamos que el porcentaje de corredores con un CI de retropié y de antepié fue del 96,7% y del 0,8%, respectivamente. Considerando que nuestro grupo CON sería el que, por criterios de inclusión, más se asemejaría al de los autores, y teniendo en cuenta que el 100% de los casos realizaron un CI de retropié corriendo calzados, podemos concluir que los resultados han sido similares al estudio de De Almeida et al.

De igual modo, es importante destacar que estudios como los llevados a cabo por Bishop et al., De Wit et al. y McNair et al. (Bishop et al., 2006; De Wit et al., 2000; McNair & Marshall, 1994) indican que corredores habitualmente calzados con un CI de retropié y que mantienen ese contacto cuando corren descalzos, reducen la flexión dorsal de tobillo en el momento del CI. Esto pone de manifiesto lo que indicamos anteriormente acerca de la adaptación del cuerpo y la utilización de la amortiguación natural del mismo en función de si se corre calzado o descalzo y también en función de la superficie.

Por lo tanto, en base a la literatura discutida y teniendo en cuenta nuestros resultados, se podría suponer que los corredores adaptan su estilo de correr, modificando diferentes parámetros biomecánicos como el CI, para reducir el impacto cuando corren en condición descalza y que correr descalzo es distinto tanto a correr con calzado acolchado como con calzado minimalista.

8.2.2 De la duración total de la pisada corriendo, calzado y descalzo, a velocidad individualizada para cada participante en función del grupo.

**A**l comparar nuestros resultados con los de estudios anteriores, observamos que es necesario puntualizar una serie de aspectos. En primer lugar, que nuestra investigación cuantificó la duración de la pisada en condición calzada y descalza, siendo este hasta la fecha, el único estudio al respecto.

Partiendo de esa premisa, nuestros hallazgos concuerdan con los de De Cock et al. (De Cock et al., 2005b) en cuanto a la duración total de contacto calzado. En su caso era de 220 ms frente a los 216 ms obtenidos de media en nuestra investigación. Señalar que en su caso los corredores corrieron a 3,3 m/s, mientras que en nuestro estudio cada uno de los tres grupos, con diferentes características de rendimiento, corrieron a velocidades individualizadas, siendo la media de la duración de contacto calzado de 204 ms, en el caso del grupo ATAL, 214 ms en el grupo de ATMED y de 232 ms en el grupo CON.

Al intentar establecer una comparación de nuestros resultados acerca de las fases de la pisada con los obtenidos por De Cock et al. (De Cock et al., 2005b), consideramos que no es posible al haber sido obtenidos a velocidades muy distintas. Mientras que estos autores establecieron los 3,3 m/s como la velocidad adecuada para el *jogging* o “carrera lenta”, en nuestro caso fue caminando y a una velocidad de 1.03 m/s. Por ello, consideramos que no es coherente ni oportuna la discusión de ambos resultados.

También es importante destacar que los tiempos de contacto no son los mismos en función de la superficie, tal y como se indica en el estudio realizado por Wang et al. (Wang, Hong, Li, & Zhou, 2012). Entre sus hallazgos se destaca que correr por hierba origina un tiempo de contacto más largo en comparación con correr en una superficie más dura como el hormigón. Coincidimos con los autores al indicar que estas diferencias pueden ayudar a entender los mecanismos potenciales de lesión. Benno Nigg en su libro “*La biomecánica de las zapatillas de correr*” (“*Biomechanics of running shoes*”, en inglés) (Benno M. Nigg, 1986; Martyn R. Shorten, 2011) indica que los corredores descalzos son más propensos al CI con el antepié en el asfalto (e.g., 76,7% de antepié frente 23,3% del retropié) y al CI con el retropié en la hierba (e.g., 45,7% de antepié y 54,3% de retropié). Del mismo modo Gruber et al. (Gruber, Silvernail, Brueggemann, Rohr, & Hamill, 2013) encontraron que sólo el 20% de los corredores calzados realizaban un CI con el antepié

cuando se corría sobre una superficie blanda, mientras que este CI era del 65% cuando se corría descalzo sobre una superficie dura.

Otro de los factores que puede influir en el CI es la capacidad de los músculos y tendones para almacenar y liberar energía elástica. Recientemente estos se han considerado como factores limitantes para el desarrollo al más alto nivel en las carreras de fondo (Dugan & Bhat, 2005; Saunders et al., 2004). Siguiendo estas hipótesis, los investigadores estudiaron la interacción entre la fatiga y los factores de riesgo relacionados con la carrera de larga distancia (Tine Marieke Willems et al., 2012).

Otro de los estudios que coincide con nuestros resultados es el de Divert et al. (C Divert et al., 2005), al observar un menor tiempo de contacto en condición descalza. Hasegawa et al. (Hasegawa et al., 2007) también observaron que la duración del contacto era mayor en el patrón de CI de retropié comparado al de antepié, indicando que un tiempo de contacto más corto y una mayor frecuencia de movimientos de inversión en el contacto del pie pueden contribuir a una mejor EC. Insistimos en la importancia de la fatiga como elemento que afectará a la capacidad elástica de los tendones para almacenar y liberar energía elástica, tal y como defienden autores anteriormente citados como Tam et al. o Hayes et al. (Hayes & Caplan, 2012; Tam et al., 2014).

Actualmente, la variable más investigada en relación al rendimiento cuando se corre descalzo, es el efecto de esta condición en la EC. Tal y como se indicó anteriormente, existen estudios que asocian correr descalzo con una mejora de la EC, aunque coincidimos con estudios como el llevado a cabo por Divert et al. (C Divert et al., 2008) y Hanson et al. (N. J. Hanson et al., 2011) al indicar que probablemente eso sea debido no en gran medida a la condición descalza, sino al peso del calzado y a la adaptación del pie influenciada por la forma del calzado deportivo.

Apoyando la teoría anterior, en nuestro estudio los atletas del grupo ATAL presentaron una duración de contacto total corriendo descalzo que fue significativamente menor que corriendo calzado. Por ejemplo, haciendo referencia a los datos obtenidos en la duración del contacto del pie derecho, la diferencia entre correr descalzo y calzado es, por término medio, de 12,6 ms menos (IC 95%: -18.2 a -6.9 ms) en la condición descalza; es decir, que con una confianza del 95% un atleta de nivel elevado que corra descalzo mejoraría, como mínimo, en 6,9 ms en cada paso realizado con el pie derecho. Teniendo en cuenta que un corredor recorre un km en aproximadamente 600 pasos, traducido a una distancia de 42 km (e.g., maratón) equivaldría a que, como mínimo, mejoraría su marca respecto a

hacerlo calzado en 2 min 54 s, pudiendo incluso llegar esa mejora a ser de 7 min 38 s. Todo ello teniendo en cuenta, en base a lo indicado en diferentes apartados, que la fatiga podría influir en el tiempo de contacto aumentándolo a medida que avanza la prueba y, por lo tanto, reduciendo ese margen de mejora en la marca del atleta.

En el caso del grupo ATMED el margen de mejora se reduce. En estos sujetos, la diferencia entre correr descalzo y calzado en el pie derecho es, por término medio, de 10,5 ms menos (IC 95%: -16.3 a -4.7 ms) en la condición descalza; es decir, que con una confianza del 95% un atleta de nivel medio que corra descalzo mejoraría, como mínimo, en 4,7 ms en cada paso realizado con el pie derecho. Realizando el mismo cálculo que en el caso de los atletas de alto rendimiento, un corredor de nivel medio mejoraría, como mínimo, su marca en maratón respecto a correr calzado en 1 min 58 s, pudiendo incluso que esa mejora llegase a ser de 6 min 51 s, sin obviar nuevamente el efecto negativo de la fatiga sobre ese tiempo de mejora.

En el caso de los ATMED, a pesar de no encontrar diferencias estadísticamente significativas en el pie izquierdo, también se observa que existe una diferencia media de 3.3 ms comparando la duración total de la pisada corriendo descalzo y calzado.

Por último, comentar los resultados en cuanto a la duración total de la pisada corriendo calzado y descalzo del grupo CON. En este grupo no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en ambos pies comparando la duración de la pisada corriendo descalzo y calzado. Uno de los motivos podría ser que los sujetos de este grupo son individuos que no realizan atletismo. Es por ello que esta ausencia de mejora en el tiempo sea, probablemente, consecuencia del entrenamiento y, por lo tanto, de un peor gesto deportivo específico. Otra posible razón es la velocidad a la que se realiza la prueba, considerablemente inferior a la de los otros dos grupos, mientras que otro motivo sería el relacionado con el tipo de CI realizado, puesto que el 100% de los sujetos del grupo CON realizaron el CI corriendo calzado de retropié, lo que aumenta la superficie de contacto y, por consiguiente, su duración.

Relacionando la duración del contacto del pie con el suelo con las lesiones, Willems et al. (Tine Marieke Willems et al., 2012) identificaron como factor de riesgo en las lesiones por sobreuso, tales como fracturas de estrés, dolor en rodilla y los esguinces de tobillo, un mayor tiempo de contacto.

A la vista de las investigaciones que indican que correr en tapiz rodante no es lo mismo que hacerlo sobre el suelo, cabe destacar que nuestros resultados, al contrario que otros estudios como los de Divert et al. (Divert et al., 2005), han sido obtenidos mediante pruebas realizadas en una pista de atletismo.

Finalmente cabe destacar que estudios como el de Perl et al. (Perl et al., 2012), en el que comparaban a corredores con calzado minimalista y corredores con calzado deportivo acolchado, encontraron que los primeros eran más económicos cuando se controlaba el peso del calzado, la frecuencia de paso y el tipo de CI. La principal diferencia con nuestro estudio es estos autores no evaluaron la condición descalza y que sus resultados se contraponen a los encontrados por Franz et al. (Franz et al., 2012a), al destacar que correr en condición descalza no era más económico que correr con calzado acolchado aunque ligero y es otro de los autores que ponen de manifiesto que la EC en condición descalza podría mejorar con la práctica y el entrenamiento.

Tal y como defienden estos autores y Tam et al. (Tam et al., 2014) en su revisión, aunque añadir masa al pie previsiblemente empeora la EC, un calzado con peso ligero (e.g., <150 g) pero amortiguado, quizás resultaría más económico que correr descalzo. Esto implica que la amortiguación del calzado puede influir en la EC hasta el punto de que la masa del calzado deportivo sería más relevante que el efecto de la amortiguación, apoyando los resultados de (Kong et al., 2009) acerca de que los corredores, cuando las capacidades de amortiguación de un calzado disminuyen, modifican sus patrones biomecánicos para mantener constantes las cargas externas y que, por lo tanto, parece que los corredores deberían elegir el calzado deportivo por otras razones que no sean las de la tecnología de amortiguación.

Por todo ello, parece coherente pensar que la diferencia podría ser debida al mejor almacenamiento y consiguiente aprovechamiento de la energía elástica cuando se controla, al mismo tiempo, el CI y el peso del calzado. Los futuros estudios deberían intentar analizar si existe una mayor eficiencia en la capacidad de almacenamiento de energía elástica en las extremidades inferiores durante la carrera en cada una de las condiciones indicadas.

### 8.2.3 De la cinética de la marcha, caminando calzado y descalzo, a la Vel55%.

Comparando nuestros resultados con los de investigaciones previas en lo relacionado con la duración total de la pisada caminando, cabe puntualizar una serie de aspectos. En primer lugar, debemos recordar que en nuestra investigación la velocidad a la que se caminó fue de 4,7 km/h (1,305 m/s) y que cuantificamos las duraciones en dos condiciones: caminando calzado y descalzo.

Una vez indicado lo anterior, observamos que la duración total de la pisada caminando descalzo en nuestro estudio fue de aproximadamente 697 ms, frente a los 670 ms de estudios como el de Bobbert et al. (Bobbert et al., 1992).

Coincidiendo con los hallazgos de De Cock et al. (De Cock et al., 2006), y comparando estos resultados con los presentes en otros estudios acerca de la cinética de la marcha (A. R. Bryant et al., 2000; Hayafune, Hayafune, & Jacob, 1999; Hennig et al., 1994; Rosenbaum et al., 1994b; Wearing et al., 1999), se podría indicar que existen diferencias en la cinética del pie comparando caminar y correr.

Al mismo tiempo, observando las duraciones totales de la pisada caminando, y comparando la condición calzado con la condición descalzo, se extrae como principal conclusión que, al igual que ocurre corriendo, la duración total es mayor en condición calzada que descalza en todos los grupos a estudio, siendo estas duraciones de 707 ms y 700 ms, respectivamente en el grupo ATAL; de 703 ms y 695 ms, respectivamente para el grupo ATMED y de 704 ms y 699 ms, respectivamente para el grupo CON.

En relación con las fases y comparando nuestros resultados con los del artículo de Chiu et al. (Chiu, Wu, & Chang, 2013) observamos que son similares en cada una de las fases estudiadas: la fase desde el contacto inicial hasta el primer contacto metatarsal (CT-PCM) supuso un 8% en nuestro estudio y un 7% en el de Chiu et al.; en la fase que va desde el primer contacto metatarsal hasta el apoyo de todas las epífisis metatarsales (PCM-PCP) los valores de nuestra investigación y de la de Chiu et al. fueron del 7% y del 4,8%, respectivamente. La fase desde el apoyo total metatarsal hasta el despegue del talón (PCP-DT) fue del 46% en nuestra investigación frente al 48.8% en el trabajo de Chiu et al.; y por último, la fase que va desde el despegue del talón hasta el despegue completo del pie (DT-DP) fue de 38% y 39.4% respectivamente. Indicar que en el caso del artículo mencionado, los sujetos caminaron a cuatro velocidades diferentes (i.e., 3km/h, 4km/h,



5km/h y su velocidad preferida), siendo los porcentajes anteriormente comparados, la media de las velocidades.

Tal y como se indica en el apartado anterior, las fases del centro de presión de la pisada (CPP) también han sido estudiadas en la carrera por autores como De Cock et al. (De Cock et al., 2005b) hallando valores del 8.2% (CT-PCM), 11.3% (PCM-PCP), 25.3% (PCP-DT) y 55.1% (DT-DP) respectivamente. Estos datos ponen de manifiesto, al compararlos con la caminata en nuestro estudio y en el de Chiu et al., que tal y como parece lógico pensar, la carrera reduce el tiempo de la fase media (i.e., PCP-DT) de apoyo del pie y aumenta la final (i.e., DT-DP).

Lo descrito en el anterior párrafo pone de manifiesto que a medida que aumenta la velocidad de la marcha, ésta afecta a la progresión del CPP y a sus fases. Una velocidad mayor caminando tiende a producir un cambio de peso corporal relativamente más rápido del retropié al antepié, tal y como indican los estudios anteriormente citados. Esto sugiere que se producirá un despegue de talón (i.e., fase PCP-DT) más temprano a medida que aumenta la velocidad al caminar.

Como se indica en el estudio realizado por Chiu et al. (Chiu et al., 2013), la velocidad tiene influencia en las variables cinéticas y cinemáticas de la marcha, incluso en función de la edad (Chung & Wang, 2010), y tal y como otros estudios indican (Dubbeldam et al., 2010) cualquier investigación que tenga como objetivo mejorar la comprensión de los efectos de las lesiones de pie y tobillo en la cinemática de los mismos debe tener en cuenta la velocidad a la que se camina.

Por lo indicado anteriormente, consideramos que el análisis del CPP y sus fases podría ser más fiable y práctico para la evaluación clínica de la estructura del pie.

#### 8.2.4 De la relación entre la prevalencia de lesiones por sobreuso en el miembro inferior y su relación con el contacto inicial del pie con el suelo

**E**l propósito de este estudio incluyó la evaluación de la relación directa entre las lesiones y el contacto inicial del pie con el suelo durante la carrera. Es por ello, que coincidimos con otros autores (Dugan & Bhat, 2005), al afirmar que las técnicas de evaluación de la marcha y de la recolección y análisis de datos cinéticos y cinemáticos pueden proporcionar ideas sobre la prevención y el tratamiento de las lesiones y la mejora del rendimiento.

En función de los datos recopilados, la bibliografía muestra que la prevalencia de las lesiones relacionadas con la carrera oscila entre el 50% y el 79% al año (Buist et al., 2010; Fields, Sykes, Walker, & Jackson, 2010; Taunton et al., 2002; van Gent et al., 2007; Van Mechelen et al., 1992). En nuestro caso, dicha prevalencia ha sido del 27,1% en los últimos seis meses y del 89,6% a lo largo de la vida deportiva, cuando se tuvo en consideración a la muestra en su conjunto.

Estudios anteriores obtuvieron tanto a través de modelos matemáticos (Jacob, 2001; Stokes, Hutton, & Stott, 1979) como en pruebas reales (Arndt, Ekenman, Westblad, & Lundberg, 2002), que la fatiga de la musculatura plantar aumenta las fuerzas compresivas en los metatarsianos y contribuye a la aparición de fracturas de estrés. A pesar de esto, en nuestro estudio, no hemos encontrado relación entre los sujetos que corrían de antepié, expuestos a mayor fatiga de la musculatura plantar del pie, y el padecimiento de lesiones.

Durante la carrera, el calzado deportivo reduce la tasa de carga, pero no afecta a la fuerza vertical. El rango de las variables examinadas y la variedad de medidas utilizadas parece ser una razón de las discrepancias presentes en la literatura. El efecto de atenuación del impacto del calzado deportivo tiene potenciales efectos, tanto beneficiosos como adversos, en función de la variable (i.e. contacto inicial) y la actividad (i.e. deporte) objeto de la investigación (Fong Yan et al., 2013).

Otro de los factores relacionados con las lesiones por sobreuso en el corredor, concretamente con las fracturas por estrés, son las fuerzas de reacción del suelo. Autores como Dixon et al. (Sharon J Dixon et al., 2006) compararon dichas fuerzas entre sujetos con antecedentes de lesiones por estrés del tercer metatarsiano (10 sujetos) y un grupo control (10 sujetos), obteniendo como resultado que no existían diferencias

estadísticamente significativas en las fuerzas de reacción del suelo entre los grupos a estudio.

Como se ha referenciado anteriormente, la fatiga tiene efectos potenciales relacionados con las fuerzas de reacción del suelo en función de la distancia recorrida, tal y como indicaron Grimston et al. (Grimston, Nigg, Fisher, & Ajemian, 1994) en su estudio, demostrando que en los sujetos diagnosticados de fractura por estrés, los picos de fuerza verticales y anteriores fueron significativamente mayores en los minutos finales de un ejercicio de 45 min.

Sin embargo, en el metaanálisis realizado por (Zadpoor & Nikooyan, 2011) se indica que en base a la bibliografía revisada no se puede concluir que exista una diferencia significativa entre las fuerzas de reacción del suelo entre los sujetos con fracturas de estrés y el grupo control, al mismo tiempo que se asume que es necesaria más investigación y estudios prospectivos con un tamaño muestral mayor y con mejores metodologías que permitan extraer conclusiones de manera más precisa.

Otro de los estudios que ha asociado el tipo de CI con el riesgo de lesión ha sido el estudio de Daoud et al. (Daoud et al., 2012). En su investigación encontraron que los corredores con un CI de retropié incurrían en una mayor tasa de lesiones por sobreuso en comparación con los que contactaban inicialmente con el antepié, al igual que en el estudio de Lieberman et al. (D. E. Lieberman et al., 2010), y era asociado a que experimentaban mayores picos de impacto y tasas de carga. Como se ha indicado anteriormente, en nuestro estudio no existen diferencias estadísticamente significativas en relación al CI y la prevalencia de lesiones. Sin embargo, consideramos que esas diferencias encontradas por otros autores son debidas, probablemente, a que los corredores no ajustaron su pisada cuando corrían descalzos, tal y como se recomienda en apartados anteriores, y continuaron realizando un CI con el retropié, exponiéndose a tasas de carga mayores que, cuando corren con zapatillas deportivas.

Comparando nuestros resultados con los de Larson et al. (Larson, 2014), quienes encontraron que el CI con el retropié estaba presente en el 20,7% de los corredores descalzos y en el 47,6% de los corredores con calzado minimalista pone de evidencia, tal como los autores señalan, que realizar la transición a correr descalzo o con calzado minimalista no significa que el corredor adopte una técnica de antepié o mediopié corriendo, que es lo que se suele argumentar desde las marcas comerciales de calzado y

las empresas que se dedican a enseñar técnica de carrera, los cuales son los mismos que señalan al CI de retropié como uno de los factores desencadenantes de las lesiones al correr, cuando como hemos indicado a lo largo de esta investigación, la evidencia científica nos indica que no es del todo cierto.

Por lo tanto, correr descalzo, al igual que indican Tam et al. (Tam et al., 2014) en su revisión, no sería por sí mismo suficiente para producir esta supuesta reducción en el riesgo de lesiones y la transición, aunque es necesaria para los corredores que quieran iniciarse en la carrera descalzo (*barefoot running*, en inglés) de la forma que se ha indicado en apartados anteriores, puede aumentar el riesgo, aunque sea de forma transitoria. Estos autores (Tam et al., 2014) también afirman que la prevalencia de lesiones en el corredor en condición descalza, en comparación con correr calzado, es desconocida.

En este proceso de evaluación, cobra especial importancia el mecanismo por el cual se producen las adaptaciones biomecánicas, tal y como esgrimen Tam et al. en su meta-análisis (Tam et al., 2014). Esto es crucial tanto en la clínica (desde un punto de vista médico) como en la práctica (para el entrenamiento), debido a que algunos individuos pueden ser incapaces de lograr los cambios biomecánicos potencialmente favorables. Estas personas pueden estar expuestas a un mayor riesgo de lesiones de acuerdo a los factores descritos anteriormente, sobre todo al principio, y comprender plenamente el proceso por el cual la condición descalzo cambia la biomecánica es crucial para el manejo clínico y la optimización del rendimiento de un atleta.

Teniendo en cuenta esta cuestión, parece prematuro recomendar correr descalzo o alterar diferentes características biomecánicas como el CI, debido a que ciertos sujetos pueden ser incapaces de lograr los ajustes y, por lo tanto, pueden estar en mayor riesgo de lesión. Por ello son necesarios estudios que tengan en cuenta sujetos que no han logrado adaptarse a las características anteriormente mencionadas asociadas a la carrera descalza y que evidentemente han descartado esa opción, para no inducir sesgos y alterar los resultados. Este es otro de los aspectos que pone de relevancia la individualización a la hora de prescribir o modificar alteraciones en la técnica de carrera.

Nuestra investigación pone de manifiesto, al igual que otros autores (Tam et al., 2014), que se sabe poco en relación a correr descalzo y su relación con las lesiones y el rendimiento en carreras de media y larga distancia.

En otra de las recientes revisiones acerca de correr descalzo, Kaplan et al. (Kaplan, 2014) indican que existen diferencias notables en la biomecánica de la carrera y en otros parámetros entre correr descalzo y calzado, pero que también existe lo que denominan como “evidencia anecdótica” en base a experiencias personales de los corredores y que eso también es utilizado por empresas de calzado a través del calzado minimalista tratando de imitar la condición descalza, aunque la evidencia científica, como se ha indicado anteriormente, pone en duda los supuestos beneficios de correr descalzo. Finalmente, en esta revisión bibliográfica se concluye que los corredores descalzos podrían tener menos lesiones, un mejor rendimiento, o ambos.

Es necesario, como se ha indicado a lo largo de la investigación, tener presentes otra serie de factores para la prevención de lesiones por sobreuso en el corredor. Una de las referenciadas es la cadencia, la cual ha sido relacionada con las presiones plantares (Wellenkotter et al., 2014) y su aumento podría beneficiar a los corredores que presenten elevadas presiones plantares.

No debemos dejar de tener presente que el riesgo de una lesión por uso excesivo es multifactorial, el cual consiste, como indica Craig Payne, en factores mecánicos que aumentan la carga sobre los tejidos, problemas de resistencia interna de los tejidos a soportar las fuerzas, y las cuestiones relacionadas con la adaptación de los tejidos a las cargas. Si se produce o no una lesión, va a ser una compleja interacción de estos tres factores («Why do overuse injuries occur?», s. f.).

### 8.2.5 De la relación entre la prevalencia de lesiones en miembro inferior y los valores del *navicular drop*

**E**n los resultados de nuestro estudio, no hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en la medida del *navicular drop* entre los sujetos lesionados y no lesionados, tanto a los seis meses como a lo largo de la vida deportiva.

Es importante destacar que, por motivos del tamaño muestral, no hemos categorizado las lesiones por sobreuso en función de la zona anatómica, por lo que el análisis estadístico incluyó a todos los sujetos que presentaban lesiones en los últimos seis meses y a lo largo de toda la vida deportiva.

Los sujetos que se lesionaron en los últimos seis meses presentaban un *navicular drop* de 5,9 mm (DT 5,5), mientras que los que no sufrieron lesiones tenían una medida de 7,5 mm (DT 3,7). En relación a las lesiones por sobreuso a lo largo de la vida deportiva y la medida del *navicular drop*, los que sí se lesionaron presentaban un *navicular drop* de 7,4 mm (DT 4) y los que no una medida de 7,3 (DT 3,5).

Estos datos se aproximan a los valores aportados por autores como Beckett et al. (Beckett et al., 1992), Mueller et al. (Mueller et al., 1993a), Moul et al. (Moul, 1998), Allen et al. (Allen & Glasoe, 2000) y (Loudon, Jenkins, & Loudon, 1996) en investigaciones del *navicular drop* y su relación con las lesiones, donde establecen un rango entre 6 y 9 mm como valores normales en sujetos sanos. Varios de estos estudios sugieren que la excesiva pronación, medida mediante el test del *navicular drop*, podría indicar un factor asociado al riesgo de lesiones en el ligamento cruzado anterior.

Otros estudios han evaluado la medida del *navicular drop* en situación real de carrera. Es el caso de investigaciones como las de Cowley et al. (Cowley & Marsden, 2013), los cuales cuantifican un aumento del *navicular drop* de 5 mm en los corredores después de una media maratón. Estos hallazgos podrían poner de manifiesto el efecto de la fatiga muscular como un factor a tener en cuenta, tal y como se ha referenciado en apartados anteriores.

Otros artículos que evaluaron el arco plantar, fueron las investigaciones llevadas a cabo por Lizi et al. (Lizi, Posadzki, & Smith, 2010), quienes midieron el *navicular drop* a 574 sujetos y obtuvieron como resultado que no existía relación estadísticamente significativa entre la altura del arco y la fuerza muscular explosiva. También al analizar

la altura del arco plantar, estudios como el de Dixon et al. (Sharon J Dixon et al., 2006) mostraron una ausencia de relación entre la altura del arco y las lesiones por estrés (i.e., concretamente metatarsales). Sin embargo, otros estudios como los de Simkin et al. (Simkin et al., 1989) afirman que existe una relación entre la altura del arco y las lesiones por sobreuso en el pie.

Otros autores como Rathleff et al. (Rathleff et al., 2012b) reportaron en sus investigaciones un *navicular drop* aumentado en pacientes diagnosticados del síndrome de estrés tibial medial comparado con el grupo sano.

Autores como Eslami et al. (Eslami et al., 2013b) sugieren, a través de sus hallazgos, que un *navicular drop* bajo puede ser asociado con un incremento del desplazamiento en la rotación tibial, mientras que un *navicular drop* alto puede estarlo con un aumento del momento (i.e., fuerza necesaria para crear un movimiento rotacional) del pico de tobillo y rodilla. Estos autores otorgan al *navicular drop* la capacidad para explicar entre el 28% y 38% de las medidas de excursión en la rotación tibial interna y el pico del momento en la adducción de la rodilla y el del tobillo.

Es necesario tener en cuenta que el *navicular drop*, según estudios como el de Nielsen et al. (Nielsen, Rathleff, Simonsen, & Langberg, 2009a), varía con el tamaño del pie (0,4 mm en los hombres y 0,31 mm en el caso de las mujeres cada 10 mm de longitud según los autores), algo en lo que coinciden otros autores (M. K. Nilsson, Friis, Michaelsen, Jakobsen, & Nielsen, 2012a) y que es necesario tener en cuenta a la hora de interpretar los datos para evitar conclusiones equivocadas.

En base a lo analizado, consideramos que es necesaria más investigación para aclarar la relación del *navicular drop* con las lesiones, homogeneizar los protocolos de medición y establecer unos parámetros de referencia lo más exactos posibles.

## 9. LIMITACIONES DEL ESTUDIO



Al mismo tiempo, tal y como indican en su artículo de revisión Tam et al. (Tam et al., 2014), estas diferencias en el tipo de CI, presentes en nuestro estudio y en otros, como se ha indicado, pueden haber sido el resultado tanto de las características de la muestra (i.e., recreativa vs. competitiva), como de clasificar el CI en antepié y retropié, obviando el tipo de contacto mediopié, lo que podría ser una simplificación.

El tamaño de la plataforma ha sido otro de los factores mejorables en el estudio, puesto que con una plataforma de unas medidas superiores, hubiera sido más sencillo obtener los datos acerca del CI así como de otras variables cinéticas. No obstante, tanto el tema económico como el logístico a la hora de desplazar a una pista homologada de atletismo una plataforma mayor, han sido los principales inconvenientes o limitantes.

Otra de las desventajas ha sido el no poder ocultar la localización de la plataforma, con el objetivo de evitar que los atletas la visualizasen, tal y como realizaron otros estudios similares al presente (De Cock et al., 2008, 2006). Para poder llevarlo a cabo se hubiese tenido que manipular la pista de atletismo para adaptar la plataforma y posteriormente cubrirla con un material similar al tartán de la pista, puesto que colocar el mismo modificaría la sensibilidad de la plataforma. Para controlar al máximo los efectos de esta limitación se llevaron a cabo los criterios y validaciones indicados en apartados anteriores.

Para la medición y posterior análisis del *navicular drop*, nos hubiera gustado poder contar con una herramienta de medición más precisa como puede ser el análisis en 3D, el cual también nos hubiera permitido analizarlo en situación real de carrera y no en estática. Al mismo tiempo, con una muestra mayor hubiéramos tenido en cuenta el tamaño del pie y podíamos haber categorizado a los sujetos en más grupos a estudio.

Para poder extraer conclusiones de manera más exacta acerca de las distintas variables a estudio, como el CI después de tener controlado el tipo de calzado, el entrenamiento, la fatiga y la superficie, es necesario realizar estudios longitudinales para dilucidar estos y otros factores de la etiología lesional en el corredor de media y larga distancia.

## 10. APLICACIONES PRÁCTICAS

Existen recomendaciones por parte de entrenadores respecto a las técnicas de aterrizaje del pie en las carreras de fondo que están destinados a mejorar el rendimiento en carrera y a evitar lesiones (Hasegawa et al., 2007).

Como se ha referenciado anteriormente, parece claro que la clave no está en si es mejor correr descalzo o calzado, sino en la técnica de carrera que se realice. Por ello, el colocar el pie más plano en el momento del CI, junto con una mayor flexión plantar y un mayor ángulo de flexión de rodilla en el momento del contacto, distribuiría la fuerza del impacto a través de una mayor superficie, lo cual se identifica con las posiciones asociadas a un CI de antepié (De Wit et al., 2000; Carolyn Divert, Baur, Mornieux, Mayer, & Belli, 2005b; C Divert et al., 2005; Tam et al., 2014).

Siguiendo al hilo de estudios anteriores que demostraron que al alterar el CI sería posible reducir las fuerzas de impacto en el pie (Cavanagh & Williams, 1982; D. E. Lieberman et al., 2010) y que los corredores podrían adaptar la musculatura antes del impacto inicial para reducir las fuerzas de impacto en el pie y tobillo cuando se utilizan diferentes calzados (Wakeling et al., 2002; Wright, Neptune, van Den Bogert, & Nigg, 1998), consideramos, a la vista de nuestros resultados y en comparación con los obtenidos por otros estudios, que es necesario un periodo de transición y de entrenamiento de la técnica de carrera. A pesar de que recientes estudios apoyan los beneficios obtenidos tras un programa de entrenamiento para el cambio en el CI existe controversia al respecto, pues artículos como el de Mullen et al. y Willson et al. (Mullen, Cotton, Bechtold, & Toby, 2014; John D Willson et al., 2014) indican que no se observaron cambios en los sujetos después de varias semanas de entrenamiento. En ambas investigaciones, es necesario tener en cuenta que fueron periodos de entrenamiento de dos y ocho semanas, respectivamente. Por ello, se genera controversia al intentar establecer cuál sería en tiempo mínimo necesario para observar cambios, si los hubiera.

Al mismo tiempo, es importante tener en cuenta la fascia plantar y la musculatura intrínseca del pie (Fiolkowski, Brunt, Bishop, Woo, & Horodyski, 2003; Kelly, Cresswell, Racinais, Whiteley, & Lichtwark, 2014; Mulligan & Cook, 2013) como estructuras amortiguadoras y facilitadoras de la restitución de la energía elástica en el ciclo de estiramiento-acortamiento cuando se corre (Hsu, 2012; Tam et al., 2014), lo que a su vez provocaría un incremento del trabajo excéntrico de tobillo (tríceps sural principalmente) y la consecuente disminución en la carga sobre la articulación de la rodilla (Arendse et al., 2004; Bonacci et al., 2013; D. S. B. Williams 3rd et al., 2012).

Todo lo anterior obliga a que corredores con un CI de antepié, o que por diferentes motivos estén entrenando para conseguirlo, requieran de una puesta a punto de la musculatura anteriormente citada.

Otra de las aplicaciones prácticas, tal y como diferentes estudios como el de Pohl et al. (Pohl et al., 2009) sugieren, sería que correr descalzo beneficiaría a los corredores que sufren o se recuperan de una fascitis plantar. Sin embargo, estamos de acuerdo con los autores del estudio en que estos cambios beneficiosos podrían ser adquiridos sólo después de la habituación o periodo de transición y no en todos los sujetos, lo que pone de manifiesto la importancia de la individualización.

Es necesario tener presente, a la hora de aplicar la carrera descalza (*barefoot running*, en inglés) como tratamiento que no todos los autores encontraron resultados satisfactorios relacionados con el fortalecimiento de la musculatura intrínseca del pie. Ejemplo de lo expuesto es el estudio ya referenciado en el marco teórico de Blaise et al. (Blaise et al., 2012), que después de estudiar mediante resonancia magnética la musculatura intrínseca del pie en condición calzada y descalza, sugirieron que correr descalzo podría no implicar el fortalecimiento de los músculos intrínsecos del pie, sino que los músculos extrínsecos del pie podrían desempeñar un papel más importante en el control de movimiento del mismo que los intrínsecos durante la carrera, al realizar contracciones tanto concéntricas como excéntricas.

También es importante tener en cuenta como aplicación práctica que, como se ha indicado anteriormente, el CI de antepié aumenta el trabajo a nivel de la articulación del tobillo, por lo que cobra especial importancia la prevención de lesiones en esta zona. Estudios como el de Salzler et al. (Salzler, Bluman, Noonan, Chiodo, & de Asla, 2012) y el de Kulmala et al. (Kulmala, Avela, Pasanen, & Parkkari, 2013) destacan que se podría producir un aumento en el riesgo de lesiones por sobreuso en el tobillo y musculatura del tríceps sural.

Relacionado con las patologías del tendón aquileo y el complejo muscular del tríceps sural, estudios como el de Divert et al. (Divert et al., 2005) demostraron que se aumenta la tensión en este grupo muscular y que podría incrementar el riesgo de padecer una tendinopatía aquilea. Sin embargo, otros estudios como el de Jonsson et al. (Jonsson, Alfredson, Sunding, Fahlström, & Cook, 2008) indican que este aumento de la actividad muscular podría ser beneficioso, ya que demostraron que puede frenar y controlar las

fuerzas aplicadas sobre las articulaciones y, por lo tanto, activar esta musculatura de la parte posterior de la pierna, con una carga excéntrica, lo cual puede ser una propuesta de tratamiento para la tendinitis aquilea. Como en otras ocasiones, es necesaria más investigación para poder obtener resultados significativos y concluyentes.

En los últimos años, la investigación sobre la biomecánica del deporte se ha convertido en una herramienta útil para la prevención de las lesiones deportivas (Ubell, Boylan, Ashton-Miller, & Wojtys, 2003).

Nuestra opinión concuerda con artículos como el de Braunstein et al. (Braunstein et al., 2010) en que la técnica más comúnmente utilizada al correr calzado implicaría mayores momentos articulares en la rodilla, por lo que correr descalzo, o con parámetros biomecánicos presentes en esta condición como el CI de antepié, podría ser útil para el tratamiento de lesiones en la rodilla y ofrecería, de este modo y a nuestro entender, una ventana terapéutica como destacan otros autores referenciados anteriormente como Bonacci et al. (Bonacci et al., 2013).

Siguiendo esta teoría, la investigación llevada a cabo por Arendse et al. (Arendse et al., 2004) encontró que cuando los corredores calzados alteran conscientemente su CI para que éste se realice de antepié, se produce una disminución en los momentos articulares de la rodilla pero, por el contrario, se aumentan los relacionados con el tobillo. Coincidimos del mismo modo con Bonacci et al. (Bonacci et al., 2013) al afirmar que correr con un CI de antepié, predominante en la condición descalza, como se ha observado en nuestros resultados y en los de otros estudios, podría ofrecer beneficios terapéuticos y de rendimiento en los corredores.

Estos y otros estudios anteriormente mencionados, ponen de manifiesto la necesidad de investigaciones clínicas que evalúen la eficacia de la rehabilitación de lesiones por sobreuso a través de correr descalzo o con sus características biomecánicas asociadas, principalmente el CI con el antepié. En el caso del estudio realizado por Diebal et al. (Diebal et al., 2012), se reclutaron 10 cadetes militares que fueron clasificados como corredores de retropié y con síndrome compartimental crónico de esfuerzo. A todos ellos les había sido recomendada una intervención quirúrgica para realizarles una fasciotomía. Sin embargo, los resultados destacan que todos los pacientes fueron capaces de evitar la cirugía simplemente mediante la transición a un patrón de CI de antepié.

## 11. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

La relación entre el calzado y la carrera es importante no sólo para mejorar el rendimiento y optimizar al máximo el gesto deportivo específico de esta especialidad atlética, sino también es particularmente importante para mantener a los corredores de larga distancia a salvo de las lesiones por sobreuso. Por ello, consideramos que esta investigación no sólo proporciona nuevos conocimientos sobre la cinemática del pie corriendo calzado y descalzo, sino que también demuestra claramente la necesidad de una mayor investigación en esta área.

Es muy probable que tal y como se está realizando actualmente la investigación, ésta deba incluir un análisis tridimensional, para estudiar la cinemática, y plataformas de fuerzas, para el análisis cinético de todo el miembro inferior y una evaluación completa del complejo articular tobillo-pie. Ambos cambios metodológicos van a mejorar la comprensión de la variabilidad interindividual en relación a la cinemática del pie y su indiscutible relación con las distintas articulaciones y sistemas musculoesqueléticos del miembro inferior.

En relación con la duración total de la pisada corriendo, autores como Miller et al. (Miller, Edwards, Brandon, Morton, & Deluzio, 2014) indican que al ser ésta menor corriendo que caminando, podría explicar por qué los corredores no tienen mayor prevalencia de osteoartritis de rodilla que los sujetos no corredores, aunque las cargas articulares son mayores en la carrera. Por ello, y coincidiendo con el autor, consideramos que variables como la duración de la pisada analizada en nuestro estudio, y otras como las cargas acumuladas por las articulaciones (Maly, Robbins, Stratford, Birmingham, & Callaghan, 2013), deben ser tenidas en cuenta al evaluar el riesgo de osteoartritis de la rodilla y el menor riesgo de lesión de los miembros en general, por ejemplo, en el contexto de las intervenciones de reentrenamiento de la marcha y la carrera y prescripción de ejercicio. Por ello, parece estar en gran medida justificada promover más investigaciones sobre caminar y correr.

En relación con lo indicado en el apartado de aplicaciones prácticas, consideramos que los futuros estudios deberían investigar más acerca del tiempo necesario para que un corredor sea capaz de ajustar su técnica de CI al suelo con distintos calzados, proporcionando de esa forma una imagen más precisa del efecto del calzado. El objetivo final de estas investigaciones sería facilitar a los profesionales de la salud y el deporte, así como a los corredores, el tiempo necesario y las consecuencias de la modificación de

la técnica de contacto para poder elegir de la mejor manera el calzado y conocer los posibles riesgos de lesión.

Dado que se ha indicado una relación entre la tasa de carga y las lesiones en los miembros inferiores (Davis, Milner, & Hamill, 2004; Milner et al., 2006; Pohl et al., 2009), los estudios futuros deberían examinar la tasa de carga del contacto del pie con el suelo para facilitar una evaluación más completa de los efectos del calzado en comparación con los pies descalzos y determinar qué otros factores pueden estar involucrados en la atenuación del porcentaje de carga.

Otro de los factores que se ha relacionado con el riesgo de lesión es la aceleración tibial (Davis et al., 2004; Milner et al., 2006; Zifchock, Davis, Higginson, McCaw, & Royer, 2008) y, a pesar de que ha sido objeto de estudio (Brizuela, Llana, Ferrandis, & García-Belenguer, 1997; Lafortune, 1991; Lafortune & Hennig, 1992; McNair & Marshall, 1994) y los meta análisis mostraron que los zapatos reducen la aceleración tibial al caminar y correr, es necesaria más investigación al respecto.

Tal y como se ha indicado en el apartado de resultados acerca de la cinética de la marcha, las fases del CPP también han sido estudiadas en la carrera por autores como De Cock et al. (De Cock et al., 2005b), cuyos resultados ponen de manifiesto, al compararlos con la caminata en nuestro estudio y en el de Chiu et al., que tal y como parece lógico pensar, la carrera reduce el tiempo de la fase media (PCP-DT) de apoyo del pie y aumenta la final (DT-DP). Por ello, consideramos que no existen muchos estudios que relacionen el tiempo en cada fase de la marcha con lesiones. Es por esto que se hace necesaria más investigación al respecto.

En estudios relacionados con la salud pública y la prevención de lesiones, se hace necesario un elevado nivel de evidencia científica para poder aportar a la población resultados basados en la investigación y lo más fiables posibles.

Se deben realizar estudios longitudinales para conocer si las posibles diferencias biomecánicas encontradas en las investigaciones han contribuido a la aparición de las lesiones por sobreuso o son una adaptación después de la misma.

Diferentes estudios, como el de Schmitz et al. (Schmitz, Russo, Edwards, & Noehren, 2014) destacan lo que muchos autores, al igual que nosotros después de la revisión bibliográfica realizada, que tan importante como los parámetros estudiados en esta



investigación es el papel de la cadera en los corredores. En su artículo destaca la importancia de que los programas de prevención de lesiones deben dirigirse al control neuromuscular de la cadera, en lugar de a la fuerza de la cadera. Por ello, consideramos que es necesaria más investigación al respecto para poder ser más concluyentes.

Nos parece interesante destacar, como nueva línea de investigación, lo propuesto por McKeon et al. (McKeon, Hertel, Bramble, & Davis, 2014) en su artículo acerca de lo que han definido como “the foot core system” o el núcleo del sistema del pie como “un nuevo paradigma para la comprensión de la función de la musculatura intrínseca del pie”. En su artículo destacan que el desarrollo evolutivo del arco del pie coincidió con las mayores exigencias en él como consecuencia de que los seres humanos comenzaran a correr. La evidencia científica ha demostrado que tanto los movimientos como la estabilidad del pie vienen dados por la forma ósea, los ligamentos y la fascia junto a la estabilidad dinámica generada principalmente por la musculatura extrínseca e intrínseca del mismo. Ésta última no es estudiada en profundidad para conocer sus efectos cuando se corre, por ello McKeon et al. (McKeon et al., 2014) proponen un modelo teórico con la finalidad de estudiar e interpretar la biomecánica del pie de una manera más próxima y cercana a las alteraciones presentes en los miembros inferiores. A partir de ese modelo se pretende conocer cómo interactúan el sistema sensorial y el estabilizador cuando las actividades, tanto estáticas como dinámicas, generan cambios funcionales.

Como indica Craig Payne en su blog, “un modelo teórico no es necesariamente bueno o malo. Es válido en la medida de su utilidad para ayudar en la práctica clínica. Los modelos se ofrecen como interpretaciones que pueden ser validados por las necesidades prácticas”; coincidimos por tanto en que toda acción, tanto teórica como práctica, pero que tenga como finalidad una mejor comprensión de la biomecánica del pie y que ayude a entender su relación con el resto del cuerpo, debe ser apoyada y ayudada a través de más investigaciones.

Estamos de acuerdo con las conclusiones del estudio de McKeon et al. (McKeon et al., 2014) al indicar que un pie más fuerte es un pie más sano; por ello, y con el objetivo de cambiar el algoritmo más común del tratamiento de patologías en el pie, como son el uso de dispositivos ortopédicos (e.g., soportes plantares o plantillas principalmente), nosotros optamos por una propuesta de tratamiento que cuyo fin sea el fortalecimiento del pie y su relación con las distintas estructuras del miembro inferior. Es obvio que en función de la fase de la lesión en la que nos encontremos, pueden hacerse necesarios tratamientos

ortopodológicos, pero abogamos porque éstos sean reemplazados tan pronto como sea posible por un programa de fortalecimiento, al igual que se llevaría a cabo por cualquier otra parte del cuerpo. Por lo tanto, al igual que McKeon et al., creemos que es necesaria más investigación orientada a crear programas de rehabilitación podal.

Opinamos al igual que otros estudios (Keenan et al., 2011), que estas diferencias entre correr calzado y descalzo, deberían ser consideradas y tenidas en cuenta por los corredores, profesionales de la salud y el deporte y por las empresas que diseñan y confeccionan el calzado deportivo.

El auge que actualmente existe acerca de los beneficios de correr descalzo y con calzado minimalista, principalmente basado en creencias evolutivas, populares y anecdóticas con poca evidencia científica que la respalde, lo compararíamos con el auge de los años 70 del siglo pasado cuando, como se ha indicado, surge la zapatilla deportiva acolchada esgrimiendo beneficios que ahora se proponen con estas modalidades.

La teoría evolutiva por sí sola no consideramos que sea suficiente, pues la composición corporal, el estilo de vida y las superficies actuales no son las mismas que las de nuestros ancestros (i.e., presión de selección del entorno). Desde el punto de vista biomecánico se ponen de manifiesto diferencias entre correr calzado y descalzo; sin embargo, todavía no se pueden establecer conclusiones definitivas cuando se relacionan estas condiciones con lesiones y parámetros de rendimiento.

Por lo indicado anteriormente, los profesionales sanitarios y deportivos, como expertos en biomecánica deportiva, tenemos la responsabilidad de formar, educar y asesorar a los corredores sobre los posibles beneficios o riesgos asociados a cada tipo de CI. Al mismo tiempo, debemos conocer, siempre en base a la evidencia científica examinada, los mayores factores de riesgo, al menos desde un punto de vista teórico, como a la hora de correr descalzo (e.g., correr mucho, muy rápido y demasiado pronto). También se debería realizar una transición gradual de técnica de carrera (e.g., como realizar zancadas más cortas y frecuencias más altas o aprovechar la amortiguación natural del cuerpo), pues correr descalzo no es una habilidad que se adquiera por instinto, y que requiere de una práctica considerable para que el cuerpo se adapte con el fin de guiar con seguridad a los corredores desde la línea de salida a la de meta libre de lesiones.

A modo de cierre, y como indican Tam et al. en su artículo de revisión (Tam et al., 2014), el principal problema que explica el no poder afirmar de manera concluyente las

implicaciones de correr descalzo sobre el riesgo de lesiones y el rendimiento parece ser el resultado de cuatro factores:

1. La compleja etiología de las lesiones, pues en muy pocas ocasiones el origen de la mismas es debido a un sólo factor de riesgo (factor de riesgo vs. factor predisponente) y, por lo tanto, cualquier variación biomecánica no abarcaría la totalidad de las variables implicadas en las lesiones.
2. La gran variabilidad en la biomecánica entre los sujetos, en relación con las zapatillas de correr y en la condición descalza.
3. Las diferencias en el diseño del estudio y la metodología, como correr en pista y tapiz rodante, modelos de calzado (principalmente en la condición minimalista), velocidades prescritas y no individualizadas, así como las situaciones calzados y descalzos.
4. Los datos obtenidos a partir del análisis biomecánico y neuromuscular durante la marcha a menudo no se analizan de manera adecuada y conducen a conclusiones erróneas.

Uno de los puntos fuertes de nuestro estudio, además de las homogeneizaciones indicadas anteriormente, ha sido el haberlo realizado fuera del laboratorio, con los inconvenientes que eso conlleva, pero con los beneficios que se le otorgan a un trabajo de campo. Por ello, consideramos que es necesario seguir avanzando en la creación de unos protocolos más estandarizados y normalizados.

## 12. CONCLUSIONES

1. Existen diferencias estadísticamente significativas en las variables antropométricas y fisiológicas en función del nivel de rendimiento en carrera.
2. No existen diferencias estadísticamente significativas en el *navicular drop* entre los grupos ATAL, ATMED y CON.
3. Correr descalzo aumenta la prevalencia de un CI de antepié.
4. A medida que incrementa el rendimiento atlético del sujeto, aumenta la prevalencia de un CI de antepié.
5. Correr calzado aumenta la prevalencia de un CI de retropié.
6. A medida que disminuye el rendimiento atlético del sujeto, aumenta la prevalencia de un CI de retropié.
7. La duración total de la pisada es mayor corriendo calzado que descalzo, independientemente del nivel del individuo.
8. La duración total de la pisada caminando es mayor cuando se realiza calzada que descalza, en todos los grupos a estudio.
9. El análisis de los datos reflejó cambios en la biomecánica del miembro inferior cuando se corre calzado o descalzo.
10. La prevalencia de lesiones a los seis meses ha sido del 27,1% mientras que a lo largo de la vida fue del 89,6%.
11. No existieron diferencias en la prevalencia de lesiones a los seis meses y a lo largo de la vida deportiva en función del CI.
12. No existieron diferencias entre la prevalencia de lesiones y la medida del *navicular drop* entre los sujetos lesionados y no lesionados, tanto a los seis meses como a lo largo de la vida deportiva.

## 13. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adachi, K., Nishizawa, S., & Endo, B. (1996). The trajectory of the point of application of the resultant force of body mass at different walking speeds. Statistical analysis of human walking. *Folia Primatologica; International Journal of Primatology*, 66(1-4), 160-180.
- Alexander, I. J., Chao, E. Y., & Johnson, K. A. (1990a). The assessment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot & Ankle*, 11(3), 152-167.
- Alexander, I. J., Chao, E. Y., & Johnson, K. A. (1990b). The assessment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot & Ankle*, 11(3), 152-167.
- Alexander, R. M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *The Journal of Experimental Biology*, 160, 55-69.
- Allen, M. K., & Glasoe, W. M. (2000). Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *Journal of athletic training*, 35(4), 403-406.
- Allison H. Gruber, E. M. R. (2009). Metabolic Cost Of Altering Foot Strike Patterns In Running: 2948. *Medicine and Science in Sports and Exercise - MED SCI SPORT EXERCISE*, 41. doi:10.1249/01.MSS.0000356112.96672.e1
- Almeida, S. A., Williams, K. M., Shaffer, R. A., & Brodine, S. K. (1999). Epidemiological patterns of musculoskeletal injuries and physical training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(8), 1176-1182. doi:10.1097/00005768-199908000-00015
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012a). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture*, 35(2), 298-300. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.09.104
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012b). Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 11(5), 244-250. doi:10.1249/JSR.0b013e31826c9bb9
- Aquino, A., & Payne, C. (2001). Function of the windlass mechanism in excessively pronated feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(5), 245-250.
- Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P., & Fletcher, G. (2004). Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 272-277. doi:10.1249/01.MSS.0000113684.61351.B0
- Arndt, A., Ekenman, I., Westblad, P., & Lundberg, A. (2002). Effects of fatigue and load variation on metatarsal deformation measured in vivo during barefoot walking. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 621-628.
- Balmaseda, M. T., Jr, Koozekanani, S. H., Fatehi, M. T., Gordon, C., Dreyfuss, P. H., & Tanbonliong, E. C. (1988). Ground reaction forces, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(12), 1009-1012.

- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P., & Menz, H. B. (2010a). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(5), 286-296. doi:10.2519/jospt.2010.3227
- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P., & Menz, H. B. (2010b). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5), 286-296. doi:10.2519/jospt.2010.3227
- Baur, H., Divert, C., Hirschmüller, A., Müller, S., Belli, A., & Mayer, F. (2004). Analysis of gait differences in healthy runners and runners with chronic Achilles tendon complaints. *Isokinetics and Exercise Science*, 12(2), 111-116.
- Beckett, M. E., Massie, D. L., Bowers, K. D., & Stoll, D. A. (1992). Incidence of Hyperpronation in the ACL Injured Knee: A Clinical Perspective. *Journal of athletic training*, 27(1), 58-62.
- Belenky, V. E., Akivis, M. F., & Aiderman, L. B. (1991). Some new trends of biomechanical studies in traumatology and orthopedics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (266), 12-18.
- Bencke, J., Christiansen, D., Jensen, K., Okholm, A., Sonne-Holm, S., & Bandholm, T. (2012a). Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait & posture*, 35(3), 400-404. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.10.360
- Bencke, J., Christiansen, D., Jensen, K., Okholm, A., Sonne-Holm, S., & Bandholm, T. (2012b). Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait & Posture*, 35(3), 400-404. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.10.360
- Bennett, J. E., Reinking, M. F., Pluemer, B., Pentel, A., Seaton, M., & Killian, C. (2001a). Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(9), 504-510.
- Bennett, J. E., Reinking, M. F., Pluemer, B., Pentel, A., Seaton, M., & Killian, C. (2001b). Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 31(9), 504-510. doi:10.2519/jospt.2001.31.9.504
- Bennett, P. J., & Duplock, L. R. (1993). Pressure distribution beneath the human foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(12), 674-678.
- Bernard, K. (2013, octubre). Navicular Drop Before and After Fatigue of the Ankle Invertor Muscles. Recuperado 27 de diciembre de 2013, a partir de <http://journals.humankinetics.com/ijatt-current-issue/ijatt-volume-18-issue-6-november/navicular-drop-before-and-after-fatigue-of-the-ankle-invertor-muscles>
- Bertelsen, M. L., Jensen, J. F., Nielsen, M. H., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 38(2), 354-356. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.11.022
- Billat, V. L., Sirvent, P., Py, G., Koralsztein, J.-P., & Mercier, J. (2003). The concept of maximal lactate steady state: a bridge between biochemistry, physiology and sport science. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(6), 407-426.



- Billat, V., Renoux, J. C., Pinoteau, J., Petit, B., & Koralsztein, J. P. (1994). Reproducibility of running time to exhaustion at VO<sub>2</sub>max in subelite runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(2), 254-257.
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D., & Horodyski, M. (2006). Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *Journal of Athletic Training*, 41(4), 387-392.
- Bisiaux, M., & Moretto, P. (2008). The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait and Posture*, 28(4), 693-698. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.05.009
- Blair, S. N., Kohl, H. W., 3rd, Paffenbarger, R. S., Jr, Clark, D. G., Cooper, K. H., & Gibbons, L. W. (1989). Physical fitness and all-cause mortality. A prospective study of healthy men and women. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 262(17), 2395-2401.
- Blaise, W., Wurzinger, B., & Segal, R. (2012). Magnetic Resonance Analysis of Intrinsic Foot Musculature during Running in Shod and Barefoot Conditions. Presentado en merican College of Sports Medicine Meeting, San Francisco, CA.
- Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T., & Vingerhoets, F. (1999). Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults. *Gait & Posture*, 10(2), 97-108.
- Bobbert, M. F., Yeadon, M. R., & Nigg, B. M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *J. Appl. Biomech.*, 23, 223-234.
- Bonacci, J., Saunders, P. U., Hicks, A., Rantalainen, T., Vicenzino, B. (Guglielmo) T., & Spratford, W. (2013). Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 387-392. doi:10.1136/bjsports-2012-091837
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.
- Boullosa, D. A., & Tuimil, J. L. (2009). Postactivation potentiation in distance runners after two different field running protocols. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 23(5), 1560-1565. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a3ce61
- Bowen, T. R., Miller, F., Castagno, P., Richards, J., & Lipton, G. (1998). A method of dynamic foot-pressure measurement for the evaluation of pediatric orthopaedic foot deformities. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 18(6), 789-793.
- Bowser, Hamill, & Davis. (2010). A prospective study of loading variables in female runners who develop plantar fasciitis. Presentado en Proceedings of the American Society of Biomechanics, Providence.
- Bragada, J. A., Santos, P. J., Maia, J. A., Colaco, P. J., Lopes, V. P., & Barbosa, T. M. (2010). Longitudinal Study in 3,000 m Male Runners: Relationship between Performance and Selected Physiological Parameters. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(3), 439-444.
- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004a). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432(7015), 345-352. doi:10.1038/nature03052

- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004b). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, *432*(7015), 345-352. doi:10.1038/nature03052
- Braunstein, B., Arampatzis, A., Eysel, P., & Brüggemann, G.-P. (2010). Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running. *Journal of biomechanics*, *43*(11), 2120-2125. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.001
- Bredeweg, S., & Buist, I. (2011). No relationship between running related injuries and kinetic variables. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(4), 328-328. doi:10.1136/bjsm.2011.084038.52
- Brizuela, G., Llana, S., Ferrandis, R., & García-Belenguer, A. C. (1997). The influence of basketball shoes with increased ankle support on shock attenuation and performance in running and jumping. *Journal of Sports Sciences*, *15*(5), 505-515. doi:10.1080/026404197367146
- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic clinics of North America*, *13*(3), 541-558.
- Bruggemann, G., Potthast, W., Braunstein, B., & Niehoff, A. (2005). Effect of increased mechanical stimuli on foot muscles functional capacity. Presented en Proceedings of the American Society of Biomechanics, Cleveland (OH).
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *38*(8), 647-657.
- Bryant, A. R., Tinley, P., & Singer, K. P. (2000). Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *90*(6), 295-299.
- Bryant, A., Tinley, P., & Singer, K. (2000). A comparison of radiographic measurements in normal, hallux valgus, and hallux limitus feet. *The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, *39*(1), 39-43.
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Lemmink, K. A. P. M., Mechelen, W. van, & Diercks, R. L. (2010). Predictors of Running-Related Injuries in Novice Runners Enrolled in a Systematic Training Program A Prospective Cohort Study. *The American Journal of Sports Medicine*, *38*(2), 273-280. doi:10.1177/0363546509347985
- Buldt, A. K., Murley, G. S., Butterworth, P., Levinger, P., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2013). The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & Posture*, *38*(3), 363-372. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.010
- Burkett, L. N., Kohrt, W. M., & Buchbinder, R. (1985). Effects of shoes and foot orthotics on VO<sub>2</sub> and selected frontal plane knee kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *17*(1), 158-163.
- Burnfield, J. M., Few, C. D., Mohamed, O. S., & Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, *19*(1), 78-84. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007
- Burns, J., Keenan, A.-M., & Redmond, A. (2005). Foot type and overuse injury in triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *95*(3), 235-241.

- Butler, R. J., Crowell, H. P., 3rd, & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *18*(6), 511-517.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, *95*(6), 3426-3437. doi:10.1152/jn.00081.2006
- Carrier, D. R., Kapoor, A. K., Kimura, T., Nickels, M. K., Satwanti, Scott, E. C., ... Trinkaus, E. (1984). The Energetic Paradox of Human Running and Hominid Evolution [and Comments and Reply]. *Current Anthropology*, *25*(4), 483-495.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, *13*(5), 397-406.
- Cavanagh, P. R., Morag, E., Boulton, A. J., Young, M. J., Deffner, K. T., & Pammer, S. E. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*, *30*(3), 243-250.
- Cavanagh, P. R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, *20*(5), 547-551.
- Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M., & Iiboshi, A. (1987). Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot & Ankle*, *7*(5), 262-276.
- Cavanagh, P. R., & Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *14*(1), 30-35.
- Cavill, N., Foster, C., Oja, P., & Martin, B. W. (2006). An evidence-based approach to physical activity promotion and policy development in Europe: contrasting case studies. *Promotion & Education*, *13*(2), 104-111.
- Chiu, M.-C., Wu, H.-C., & Chang, L.-Y. (2013). Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & Posture*, *37*(1), 43-48. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.05.030
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, *28*(3), 405-411. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.01.012
- Chung, M.-J., & Wang, M.-J. J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture*, *31*(1), 131-135. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.013
- Cordain, L., Gotshall, R. W., Eaton, S. B., & Eaton, S. B., 3rd. (1998). Physical activity, energy expenditure and fitness: an evolutionary perspective. *International Journal of Sports Medicine*, *19*(5), 328-335. doi:10.1055/s-2007-971926
- Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (2000). Velocity of the center of pressure during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *90*(7), 334-338.
- Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (2003). Reliability and validity of center-of-pressure quantification. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *93*(2), 142-149.

- Cowley, E., & Marsden, J. (2013). The effects of prolonged running on foot posture: a repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *Journal of foot and ankle research*, 6(1), 20. doi:10.1186/1757-1146-6-20
- Craighead, D., Lehecka, N., & King, D. L. (2014). A novel running mechanic's class changes kinematics but not running economy. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*. doi:10.1519/JSC.0000000000000500
- Dahle, L. K., Mueller, M. J., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 14(2), 70-74. doi:10.2519/jospt.1991.14.2.70
- Daniels, J. T. (1985). A physiologist's view of running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(3), 332-338.
- Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(7), 1325-1334. doi:10.1249/MSS.0b013e3182465115
- Davis, I., Milner, C. E., & Hamill, J. (2004). Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. *Med Sci Sports Exerc*, 36(5).
- De Almeida, M. O., Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., & Lopes, A. D. (2014). Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. doi:10.1016/j.ptsp.2014.02.005
- De Clercq, D., Aerts, P., & Kunnen, M. (1994). The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cineradiographic study. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1213-1222.
- De Cock, A., De Clercq, D., Willems, T., & Witvrouw, E. (2005a). Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. *Gait & Posture*, 21(4), 432-439. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.004
- De Cock, A., De Clercq, D., Willems, T., & Witvrouw, E. (2005b). Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. *Gait & Posture*, 21(4), 432-439. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.004
- De Cock, A., Vanrenterghem, J., Willems, T., Witvrouw, E., & De Clercq, D. (2008). The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait & Posture*, 27(4), 669-675. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.08.013
- De Cock, A., Willems, T., Witvrouw, E., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2006). A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. *Gait & Posture*, 23(3), 339-347. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.04.011
- Delgado, T. L., Kubera-Shelton, E., Robb, R. R., Hickman, R., Wallmann, H. W., & Dufek, J. S. (2013). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 490-496. doi:10.1249/MSS.0b013e3182781b2c

- De Wit, B., & De Clercq, D. (2000). Timing of Lower Extremity Motions During Barefoot and Shod Running at Three Velocities. *Journal of Applied Biomechanics*, 169-179.
- De Wit, B., De Clercq, D., & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269-278.
- Diebal, A. R., Gregory, R., Alitz, C., & Gerber, J. P. (2012). Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(5), 1060-1067. doi:10.1177/0363546512439182
- Dierks, T. A., Manal, K. T., Hamill, J., & Davis, I. (2011). Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(4), 693-700. doi:10.1249/MSS.0b013e3181f744f5
- Divert, C., Baur, H., Mornieux, G., Mayer, F., & Belli, A. (2005a). Stiffness adaptations in shod running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(4), 311-321.
- Divert, C., Baur, H., Mornieux, G., Mayer, F., & Belli, A. (2005b). Stiffness adaptations in shod running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(4), 311-321.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, 26(7), 593-598. doi:10.1055/s-2004-821327
- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., & Belli, A. (2008). Barefoot-shod running differences: shoe or mass effect? *International Journal of Sports Medicine*, 29(6), 512-518. doi:10.1055/s-2007-989233
- Dixon, S. J., Creaby, M. W., & Allsopp, A. J. (2006). Comparison of static and dynamic biomechanical measures in military recruits with and without a history of third metatarsal stress fracture. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(4), 412-419. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.11.009
- Dixon, S. J., & McNally, K. (2008). Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 593-600. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.01.015
- Dubbeldam, R., Buurke, J. H., Simons, C., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Baan, H., Nene, A. V., & Hermens, H. J. (2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(8), 796-801. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.007
- Duffey, M. J., Martin, D. F., Cannon, D. W., Craven, T., & Messier, S. P. (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1825-1832.
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603-621. doi:10.1016/j.pmr.2005.02.007
- Edwards, W. B., Taylor, D., Rudolphi, T. J., Gillette, J. C., & Derrick, T. R. (2009). Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(12), 2177-2184. doi:10.1249/MSS.0b013e3181a984c4

- Ehlen, K. A., Reiser, R. F., 2nd, & Browning, R. C. (2011). Energetics and biomechanics of inclined treadmill walking in obese adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(7), 1251-1259. doi:10.1249/MSS.0b013e3182098a6c
- Eime, R. M., Harvey, J. T., Brown, W. J., & Payne, W. R. (2010). Does sports club participation contribute to health-related quality of life? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(5), 1022-1028. doi:10.1249/MSS.0b013e3181c3adaa
- Eime, R. M., Harvey, J. T., Sawyer, N. A., Craike, M. J., Symons, C. M., Polman, R. C. J., & Payne, W. R. (2013). Understanding the contexts of adolescent female participation in sport and physical activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(2), 157-166.
- Eime, R. M., Young, J. A., Harvey, J. T., Charity, M. J., & Payne, W. R. (2013). A systematic review of the psychological and social benefits of participation in sport for children and adolescents: informing development of a conceptual model of health through sport. *The International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 10, 98. doi:10.1186/1479-5868-10-98
- Eftman, H. (1939). The force exerted by the ground in walking. *Arbeitsphysiologie*, 10(5), 485-491. doi:10.1007/BF02012165
- Enders, H., von Tscherner, V., & Nigg, B. M. (2013). The effects of preferred and non-preferred running strike patterns on tissue vibration properties. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*. doi:10.1016/j.jsams.2013.03.015
- Erickson, K. I., Gildengers, A. G., & Butters, M. A. (2013). Physical activity and brain plasticity in late adulthood. *Dialogues in Clinical Neuroscience*, 15(1), 99-108.
- Escamilla-Martínez, E., Martínez-Nova, A., Gómez-Martín, B., Sánchez-Rodríguez, R., & Fernández-Seguín, L. M. (2013). The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(2), 121-125.
- Eslami, M., Damavandi, M., & Ferber, R. (2013a). Association of Navicular Drop and Selected Lower-Limb Biomechanical Measures During the Stance Phase of Running. *Journal of applied biomechanics*.
- Eslami, M., Damavandi, M., & Ferber, R. (2013b). Association of Navicular Drop and Selected Lower-Limb Biomechanical Measures During the Stance Phase of Running. *Journal of Applied Biomechanics*.
- Esteve-Lanao, J., San Juan, A. F., Earnest, C. P., Foster, C., & Lucia, A. (2005). How do endurance runners actually train? Relationship with competition performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(3), 496-504.
- Farley, C. T., & González, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 181-186.
- Farley, C. T., & McMahon, T. A. (1992). Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 73(6), 2709-2712.



- Fellin, R. E., Rose, W. C., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 13(6), 646-650. doi:10.1016/j.jsams.2010.03.006
- Ferris, D. P., Liang, K., & Farley, C. T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 787-794.
- Fields, K. B., Sykes, J. C., Walker, K. M., & Jackson, J. C. (2010). Prevention of running injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 9(3), 176-182. doi:10.1249/JSR.0b013e3181de7ec5
- Folkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, 42(6), 327-333. doi:10.1053/j.jfas.2003.10.003
- Fong Yan, A., Sinclair, P. J., Hiller, C., Wegener, C., & Smith, R. M. (2013). Impact attenuation during weight bearing activities in barefoot vs. shod conditions: a systematic review. *Gait & Posture*, 38(2), 175-186. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.11.017
- Foster, C., & Lucia, A. (2007). Running economy: the forgotten factor in elite performance. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 37(4-5), 316-319.
- Franklyn-Miller, A., Bilzon, J., Wilson, C., & McCrory, P. (2014). Can RSScan footscan® D3D™ software predict injury in a military population following plantar pressure assessment? A prospective cohort study. *The Foot*, 24(1), 6-10. doi:10.1016/j.foot.2013.11.002
- Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., & Kram, R. (2012a). Metabolic Cost of Running Barefoot versus Shod. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1. doi:10.1249/MSS.0b013e3182514a88
- Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., & Kram, R. (2012b). Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(8), 1519-1525. doi:10.1249/MSS.0b013e3182514a88
- Frederick, E. C. (1984). Physiological and ergonomics factors in running shoe design. *Applied Ergonomics*, 15(4), 281-287.
- Frigg, A., Nigg, B., Davis, E., Pederson, B., & Valderrabano, V. (2010). Does alignment in the hindfoot radiograph influence dynamic foot-floor pressures in ankle and tibiotalar calcaneal fusion? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(12), 3362-3370. doi:10.1007/s11999-010-1449-7
- Fuller, E. A. (1999a). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278-291.
- Fuller, E. A. (1999b). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278-291.
- Gage, T. B. (1990). Variation and classification of human age patterns of mortality: analysis using competing hazards models. *Human Biology*, 62(5), 589-617.
- Gait Analysis: Normal and Pathological Function. (2010). *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(2), 353.

- Gazendam, M. G. J., & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait and Posture*, 25(4), 604-614. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.06.013
- Ghani Zadeh Hesar, N., Van Ginckel, A., Cools, A., Peersman, W., Roosen, P., De Clercq, D., & Witvrouw, E. (2009). A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 43(13), 1057-1061. doi:10.1136/bjsm.2008.055723
- Giacomozzi, C., & Macellari, V. (1997). Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5(4), 322-330.
- Giacomozzi, C., Macellari, V., Leardini, A., & Benedetti, M. G. (2000). Integrated pressure-force-kinematics measuring system for the characterisation of plantar foot loading during locomotion. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 38(2), 156-163.
- Giacomozzi, C., & Martelli, F. (2006). Peak pressure curve: an effective parameter for early detection of foot functional impairments in diabetic patients. *Gait & Posture*, 23(4), 464-470. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.06.006
- Giandolini, M., Horvais, N., Farges, Y., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2013). Impact reduction through long-term intervention in recreational runners: midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *European Journal of Applied Physiology*, 113(8), 2077-2090. doi:10.1007/s00421-013-2634-7
- Gijon-Nogueron, G., Lopezosa-Reca, E., Cervera-Marin, J. A., Martinez-Nova, A., Sanchez-Rodriguez, R., Van Alsenoy, K., & De Schepper, J. (2014). [Plantar pressure platform as clinical assesment tool in the analysis of foot posture with the foot posture index]. *Zeitschrift Für Orthopädie Und Unfallchirurgie*, 152(1), 68-73. doi:10.1055/s-0033-1360336
- Giuliani, J., Masini, B., Alitz, C., & Owens, B. D. (2011). Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics*, 34(7), e320-323. doi:10.3928/01477447-20110526-25
- Glauberaman, M. D., & Cavanagh, P. R. (2014). Rearfoot strikers have smaller resultant tibial accelerations at foot contact than non-rearfoot strikers. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(Suppl 1), A93. doi:10.1186/1757-1146-7-S1-A93
- Goble, C., Wegler, J., & Forest, C. P. (2013). The potential hazards of barefoot running: proceed with caution. *JAAPA: Official Journal of the American Academy of Physician Assistants*, 26(3), 49-53.
- Goss, D. L., & Gross, M. T. (2012a). A review of mechanics and injury trends among various running styles. *U.S. Army Medical Department Journal*, 62-71.
- Goss, D. L., & Gross, M. T. (2012b). Relationships among self-reported shoe type, footstrike pattern, and injury incidence. *U.S. Army Medical Department Journal*, 25-30.
- Grampp, J., Willson, J., & Kernozek, T. (2000). The plantar loading variations to uphill and downhill gradients during treadmill walking. *Foot and Ankle International*, 21(3), 227-231.



- Grimmer, S., Ernst, M., Günther, M., & Blickhan, R. (2008). Running on uneven ground: leg adjustment to vertical steps and self-stability. *Journal of Experimental Biology*, 211(18), 2989-3000. doi:10.1242/jeb.014357
- Grimston, S. K., Nigg, B. M., Fisher, V., & Ajemian, S. V. (1994). External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. *J Biomech*, 27(6).
- Gruber, A. H., Silvernail, J. F., Brueggemann, P., Rohr, E., & Hamill, J. (2013). Footfall patterns during barefoot running on harder and softer surfaces. *Footwear Science*, 5(1), 39-44. doi:10.1080/19424280.2012.742141
- Gruber, A. H., Umberger, B. R., Braun, B., & Hamill, J. (2013). Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 115(2), 194-201. doi:10.1152/jappphysiol.01437.2012
- Grundy, M., Tosh, P. A., McLeish, R. D., & Smidt, L. (1975). An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 57(1), 98-103.
- Hagen, M., & Hennig, E. M. (2009). Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes. *Journal of Sports Sciences*, 27(3), 267-275. doi:10.1080/02640410802482425
- Hagman, F. (2005). *Can plantar pressure predict foot motion?*. Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven. Recuperado a partir de <http://alexandria.tue.nl/extra2/200513195.pdf>
- Hamill, J., Bates, B. T., Knutzen, K. M., & Kirkpatrick, G. M. (1989). Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. *Clinical Biomechanics*, 4(4), 217-225. doi:10.1016/0268-0033(89)90006-5
- Hamill, J., & Gruber, A. (2012). RUNNING INJURIES: FOREFOOT VERSUS REARFOOT AND BAREFOOT VERSUS SHOD: A BIOMECHANIST'S PERSPECTIVE. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1). Recuperado a partir de <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/5160>
- Hamill, J., Gruber, A. H., & Derrick, T. R. (2012). Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *European Journal of Sport Science*, 0(0), 1-7. doi:10.1080/17461391.2012.728249
- Hamill, J., Gruber, A. H., Freedman, J., Brüggemann, P., & Rohr, E. (2011). Are footfall patterns a function of running surface? *Footwear Science*, 3(sup1), S66-S68. doi:10.1080/19424280.2011.575875
- Hamill, J., Russell, E. M., Gruber, A. H., & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*, 3(1), 33-40. doi:10.1080/19424280.2010.542187
- Hannigan-Downs, Harter R, & Smith G. (s. f.). Radiographic Validation and Reliability of Selected Clinical Measures of Pronation. *J Athlet Train*.

- Hanson, N., & Berg, K. (2012). Response to the Letter to the Editor: Is Barefoot Running More Economical? *International Journal of Sports Medicine*, 33(03), 250-250. doi:10.1055/s-0032-1301924
- Hanson, N. J., Berg, K., Deka, P., Meendering, J. R., & Ryan, C. (2011). Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *International Journal of Sports Medicine*, 32(6), 401-406. doi:10.1055/s-0030-1265203
- Han, T. S., van Leer, E. M., Seidell, J. C., & Lean, M. E. (1995). Waist circumference action levels in the identification of cardiovascular risk factors: prevalence study in a random sample. *BMJ : British Medical Journal*, 311(7017), 1401-1405.
- Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 21(3), 888-893. doi:10.1519/R-22096.1
- Hastings, M. K., Commean, P. K., Smith, K. E., Pilgram, T. K., & Mueller, M. J. (2003). Aligning anatomical structure from spiral X-ray computed tomography with plantar pressure data. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(9), 877-882.
- Hatala, K. G., Dingwall, H. L., Wunderlich, R. E., & Richmond, B. G. (2013). Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One*, 8(1), e52548. doi:10.1371/journal.pone.0052548
- Hauswirth, C., & Lehénaff, D. (2001). Physiological demands of running during long distance runs and triathlons. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(9), 679-689.
- Hayafune, N., Hayafune, Y., & Jacob, H. A. C. (1999). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *Foot*, 9(2), 88-92. doi:10.1054/foot.1999.0518
- Hayes, P., & Caplan, N. (2012). Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. *Journal of Sports Sciences*, 30(12), 1275-1283. doi:10.1080/02640414.2012.707326
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(2), 296-302. doi:10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4
- Heise, G. D., & Martin, P. E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 438-442.
- Hennig, E. M., Staats, A., & Rosenbaum, D. (1994). Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot & Ankle International. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 15(1), 35-40.
- History Of Running Shoes. (s. f.). Recuperado a partir de <http://edu.udym.com/history-of-running-shoes/>

- Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M., Sato, T., & Nakazawa, K. (2012). Step frequency and lower extremity loading during running. *International Journal of Sports Medicine*, 33(4), 310-313. doi:10.1055/s-0031-1291232
- Hof, A. L., Van Zandwijk, J. P., & Bobbert, M. F. (2002). Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiologica Scandinavica*, 174(1), 17-30. doi:10.1046/j.1365-201x.2002.00917.x
- Hong, Y., Wang, L., Li, J. X., & Zhou, J. H. (2011). Changes in running mechanics using conventional shoelace versus elastic shoe cover. *Journal of Sports Sciences*, 29(4), 373-379. doi:10.1080/02640414.2010.534805
- Hong, Y., Wang, L., Li, J. X., & Zhou, J. H. (2012). Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 15(6), 554-560. doi:10.1016/j.jsams.2012.01.004
- Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 845-849.
- Hreljac, A. (2005). Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: A biomechanical perspective. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 651-667. doi:10.1016/j.pmr.2005.02.002
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), 1635-1641.
- Hsu, A. R. (2012). Topical review: barefoot running. *Foot & Ankle International. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 33(9), 787-794. doi:DOI: 10.3113/FAI.2012.0787
- Hughes, J., Clark, P., Jagoe, R. R., Gerber, C., & Klenerman, L. (1991). The pattern of pressure distribution under the weightbearing forefoot. *The Foot*, 1(3), 117-124.
- Hunt, A. E., Fahey, A. J., & Smith, R. M. (2000). Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Australian Journal of Physiotherapy*, 46(1), 9-16.
- Hunter, I., & Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology*, 100(6), 653-661. doi:10.1007/s00421-007-0456-1
- Jacob, H. A. (2001). Forces acting in the forefoot during normal gait--an estimate. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(9), 783-792.
- Jacobs, S. J., & Berson, B. L. (1986). Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(2), 151-155.
- Jenkins, D. W., & Cauthon, D. J. (2011). Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(3), 231-246.
- Jones, B. H., Cowan, D. N., & Knapik, J. J. (1994). Exercise, training and injuries. *Sports Medicine*, 18(3), 202-214.

- Jones, B. H., & Knapik, J. J. (1999). Physical training and exercise-related injuries. Surveillance, research and injury prevention in military populations. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 27(2), 111-125.
- Jonsson, P., Alfredson, H., Sunding, K., Fahlström, M., & Cook, J. (2008). New regimen for eccentric calf-muscle training in patients with chronic insertional Achilles tendinopathy: results of a pilot study. *British Journal of Sports Medicine*, 42(9), 746-749. doi:10.1136/bjism.2007.039545
- Kanatli, U., Yetkin, H., & Bolukbasi, S. (2003). Evaluation of the transverse metatarsal arch of the foot with gait analysis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 123(4), 148-150. doi:10.1007/s00402-002-0459-7
- Kanatli, U., Yetkin, H., & Yalcin, N. (2003). The relationship between accessory navicular and medial longitudinal arch: Evaluation with a plantar pressure distribution measurement system. *Foot and Ankle International*, 24(6), 486-489.
- Kaplan, Y. (2014). Barefoot versus shoe running: from the past to the present. *The Physician and Sportsmedicine*, 42(1), 30-35. doi:10.3810/psm.2014.02.2045
- Kasmer, M. E., Liu, X.-C., Roberts, K. G., & Valadao, J. M. (2013). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(3), 286-292.
- Kasmer, M. E., Wren, J. J., & Hoffman, M. D. (2014). Foot strike pattern and gait changes during a 161-km ultramarathon. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 28(5), 1343-1350. doi:10.1519/JSC.0000000000000282
- Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., & Cullison, T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585-593.
- Keenan, G. S., Franz, J. R., Dicharry, J., Della Croce, U., & Kerrigan, D. C. (2011). Lower limb joint kinetics in walking: the role of industry recommended footwear. *Gait & Posture*, 33(3), 350-355. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.019
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996a). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 11(5), 253-259.
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G., & Spengler, D. M. (1996b). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 253-259. doi:10.1016/0268-0033(95)00068-2
- Kelly, L. A., Cresswell, A. G., Racinais, S., Whiteley, R., & Lichtwark, G. (2014). Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*, 11(93), 20131188. doi:10.1098/rsif.2013.1188
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325(7000), 147-149. doi:10.1038/325147a0

- Kerrigan, D. C., Franz, J. R., Keenan, G. S., Dicharry, J., Della Croce, U., & Wilder, R. P. (2009a). The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 1(12), 1058-1063. doi:10.1016/j.pmrj.2009.09.011
- Kerrigan, D. C., Franz, J. R., Keenan, G. S., Dicharry, J., Della Croce, U., & Wilder, R. P. (2009b). The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 1(12), 1058-1063. doi:10.1016/j.pmrj.2009.09.011
- Kerrigan, D. C., Karvosky, M. E., Lelas, J. L., & Riley, P. O. (2003). Men's shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. *The Journal of Rheumatology*, 30(3), 529-533.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Riley, P. O. (1998). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet*, 351(9113), 1399-1401. doi:10.1016/S0140-6736(97)11281-8
- Khodaei, M., Spittler, J., Basset, P., Vanbaak, K., Hill, J. C., Millán, I. S., & Hoffman, M. D. (2014). Reasons for Inability to Complete Ultramarathons: A Multicenter Study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(7), 618-619. doi:10.1136/bjsports-2014-093494.159
- Khodaei, M., Spittler, J., Hill, J. C., & Hoffman, M. D. (2014). Impact of Injury Pattern During Training on Ultramarathon Performance. *British Journal of Sports Medicine*, 48(7), 619-619. doi:10.1136/bjsports-2014-093494.160
- Kim, S. H., Cho, J. R., & Choi, J. H. (2012). Coupled foot-shoe-ground interaction model to assess landing impact transfer characteristics to ground condition. *Interaction and multiscale mechanics*, 5(1), 75-90.
- Kirby, R. L., & McDermott, A. G. (1983). Anterior tibial compartment pressures during running with rearfoot and forefoot landing styles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 64(7), 296-299.
- Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., & An, K.-N. (1997). Effect of the posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: Biomechanical analysis. *Foot and Ankle International*, 18(1), 43-46.
- Klute, G. K., & Berge, J. S. (2004). Modelling the effect of prosthetic feet and shoes on the heel-ground contact force in amputee gait. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 218(3), 173-182.
- Knapik, J. J., Brosch, L. C., Venuto, M., Swedler, D. I., Bullock, S. H., Gaines, L. S., ... Jones, B. H. (2010). Effect on injuries of assigning shoes based on foot shape in air force basic training. *American Journal of Preventive Medicine*, 38(1 Suppl), S197-211. doi:10.1016/j.amepre.2009.10.013
- Knapik, J. J., Swedler, D. I., Grier, T. L., Hauret, K. G., Bullock, S. H., Williams, K. W., ... Jones, B. H. (2009). Injury reduction effectiveness of selecting running shoes based on plantar shape. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 23(3), 685-697. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a0fc63
- Knapik, J. J., Trone, D. W., Swedler, D. I., Villasenor, A., Bullock, S. H., Schmied, E., ... Jones, B. H. (2010). Injury reduction effectiveness of assigning running shoes based on plantar shape in Marine Corps basic training. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(9), 1759-1767. doi:10.1177/0363546510369548

- Komi, P. V., Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D., & Frick, U. (1987). Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports Medicine*, 8(3), 196-202. doi:10.1055/s-2008-1025655
- Kong, P. W., Candelaria, N. G., & Smith, D. R. (2009). Running in new and worn shoes: a comparison of three types of cushioning footwear. *British Journal of Sports Medicine*, 43(10), 745-749. doi:10.1136/bjsm.2008.047761
- Korpelainen, R., Orava, S., Karpakka, J., Siira, P., & Hulkko, A. (2001). Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 304-310.
- Kram, R., & Franz, J. (2012). Is Barefoot Running More Economical? *International Journal of Sports Medicine*, 33(03), 249-249. doi:10.1055/s-0032-1301923
- Kram, R., & Taylor, C. R. (1990). Energetics of running: a new perspective. *Nature*, 346(6281), 265-267. doi:10.1038/346265a0
- Kulmala, J.-P., Avela, J., Pasanen, K., & Parkkari, J. (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(12), 2306-2313. doi:10.1249/MSS.0b013e31829efcf7
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2004). Does footwear affect ankle coordination strategies? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(1), 53-58.
- Lafortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 877-886.
- Lafortune, M. A., & Hennig, E. M. (1992). Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 7(3), 181-184. doi:10.1016/0268-0033(92)90034-2
- Larson, P. (2014). Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *Journal of Sport and Health Science*. doi:10.1016/j.jshs.2014.03.003
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., ... Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1665-1673. doi:10.1080/02640414.2011.610347
- Latour, E., Latour, M., Arlet, J., Adach, Z., & Bohatyrewicz, A. (2011). Gait functional assessment: Spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11-12-year-old children. *Gait & Posture*, 34(3), 415-420. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.06.013
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(8), 528-536.
- Ledoux, W. R., & Hillstrom, H. J. (2002). The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & Posture*, 15(1), 1-9.



- Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Ahroni, J. H., Smith, D. G., Sangeorzan, B. J., & Boyko, E. J. (2003). Biomechanical Differences among Pes Cavus, Neutrally Aligned, and Pes Planus Feet in Subjects with Diabetes. *Foot and Ankle International*, 24(11), 845-850.
- Léger, L., & Boucher, R. (1980). An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montréal track test. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences. Journal Canadien Des Sciences Appliquées Au Sport*, 5(2), 77-84.
- Léger, L., & Mercier, D. (1984). Gross energy cost of horizontal treadmill and track running. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 1(4), 270-277.
- Lenhart, R. L., Thelen, D. G., Wille, C. M., Chumanov, E. S., & Heiderscheit, B. C. (2014). Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(3), 557-564. doi:10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a
- Levinger, P., Menz, H. B., Fotoohabadi, M. R., Feller, J. A., Bartlett, J. R., & Bergman, N. R. (2010). Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3(1), 29. doi:10.1186/1757-1146-3-29
- Lieberman, D. (2012). What We Can Learn About Running from Barefoot Running: An Evolutionary Medical Perspective. *Exercise & Sport Sciences Reviews April 2012*, 40(2), 63-72. doi:10.1097/JES.0b013e31824ab210
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., ... Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535. doi:10.1038/nature08723
- Lipnowski, S., Leblanc, C. M., & Canadian Paediatric Society, Healthy Active Living and Sports Medicine Committee. (2012). Healthy active living: Physical activity guidelines for children and adolescents. *Paediatrics & Child Health*, 17(4), 209-212.
- Lizis, P., Posadzki, P., & Smith, T. (2010). Relationship between explosive muscle strength and medial longitudinal arch of the foot. *Foot & Ankle International. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 31(9), 815-822. doi:10.3113/FAI.2010.0815
- Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, 12(4), 151-163.
- Lord, M., Reynolds, D. P., & Hughes, J. R. (1986). Foot pressure measurement: a review of clinical findings. *Journal of Biomedical Engineering*, 8(4), 283-294.
- Loudon, J. K., Jenkins, W., & Loudon, K. L. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24(2), 91-97. doi:10.2519/jospt.1996.24.2.91
- Lysholm, J., & Wiklander, J. (1987). Injuries in runners. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(2), 168-171.
- MacWilliams, B. A., Cowley, M., & Nicholson, D. E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait & Posture*, 17(3), 214-224.

- Maie, K., Kondo, S., Tanaka, H., Otsuka, A., Takahashi, S., & Fujita, M. (1992). The characteristics of walking with different types of shoes as viewed from the ground reaction forces. *Journal of the Anthropological Society of Nippon*, *100*(2), 183-189.
- Malisoux, L., Ramesh, J., Mann, R., Seil, R., Urhausen, A., & Theisen, D. (2013). Can parallel use of different running shoes decrease running-related injury risk? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, n/a–n/a. doi:10.1111/sms.12154
- Malisoux, L., Urhausen, A., & Theisen, D. (2014). Impact of Training Characteristics on Running-Related Injuries in Recreational Runners. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(7), 631-632. doi:10.1136/bjsports-2014-093494.194
- Maly, M. R., Robbins, S. M., Stratford, P. W., Birmingham, T. B., & Callaghan, J. P. (2013). Cumulative knee adductor load distinguishes between healthy and osteoarthritic knees—A proof of principle study. *Gait & Posture*, *37*(3), 397-401. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.08.013
- Mann, R., Meijer, K., Malisoux, L., Brunner, R., Urhausen, A., Nuehrenboerger, C., & Theisen, D. (2014). Fluctuations in Strike Index and Spatiotemporal Parameters in Previously Injured Vs Uninjured Runners. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(7), 632-633. doi:10.1136/bjsports-2014-093494.196
- MARGARIA, R., CERRETELLI, P., AGHEMO, P., & SASSI, G. (1963). Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology*, *18*, 367-370.
- Marsh, R. L., Ellerby, D. J., Carr, J. A., Henry, H. T., & Buchanan, C. I. (2004). Partitioning the Energetics of Walking and Running: Swinging the Limbs Is Expensive. *Science*, *303*(5654), 80-83. doi:10.1126/science.1090704
- Martínez-Nova, A., Gómez-Blázquez, E., Escamilla-Martínez, E., Pérez-Soriano, P., Gijón-Nogueron, G., & Fernández-Seguín, L. M. (2014). The foot posture index in men practicing three sports different in their biomechanical gestures. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *104*(2), 154-158. doi:10.7547/0003-0538-104.2.154
- McComas, J. J., Wacker, D. P., Cooper, L. J., Asmus, J. M., Richman, D., & Stoner, B. (1996). Brief experimental analysis of stimulus prompts for accurate responding on academic tasks in an outpatient clinic. *Journal of Applied Behavior Analysis*, *29*(3), 397-401. doi:10.1901/jaba.1996.29-397
- McDougall, C. (2010). *Born to Run: The Hidden Tribe, the Ultra-Runners, and the Greatest Race the World Has Never Seen*. London: Profile Books.
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2014). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*. doi:10.1136/bjsports-2013-092690
- McNair, P. J., & Marshall, R. N. (1994). Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *British Journal of Sports Medicine*, *28*(4), 256-260.
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (1996). Relationship between three static angles of the rearfoot and the pattern of rearfoot motion during walking. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *23*(6), 370-375. doi:10.2519/jospt.1996.23.6.370



- McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Dupuis, L., & Cornwell, M. (1999). Variability of plantar pressure data. A comparison of the two-step and midgait methods. *Journal of the American Podiatric Medical Association, 89*(10), 495-501.
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sport injury: A multifactorial model. *Clinical Journal of Sport Medicine, 4*(3), 166-170.
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association, 88*(3), 119-129.
- Michelson, J. D., Durant, D. M., & McFarland, E. (2002). The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot and Ankle International, 23*(7), 629-633.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R., Polman, R., & Marchant, D. (2007). Criteria for determination of maximal oxygen uptake: a brief critique and recommendations for future research. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.), 37*(12), 1019-1028.
- Miller, R. H., Edwards, W. B., Brandon, S. C. E., Morton, A. M., & Deluzio, K. J. (2014). Why don't most runners get knee osteoarthritis? A case for per-unit-distance loads. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 46*(3), 572-579. doi:10.1249/MSS.0000000000000135
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 38*(2), 323-328. doi:10.1249/01.mss.0000183477.75808.92
- Mølgaard, C., Rathleff, M. S., & Simonsen, O. (2011). Patellofemoral pain syndrome and its association with hip, ankle, and foot function in 16- to 18-year-old high school students: a single-blind case-control study. *Journal of the American Podiatric Medical Association, 101*(3), 215-222.
- Morag, E., & Cavanagh, P. R. (1999a). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics, 32*(4), 359-370.
- Morag, E., & Cavanagh, P. R. (1999b). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics, 32*(4), 359-370. doi:10.1016/S0021-9290(98)00188-2
- Morgan, D., Martin, P., Craib, M., Caruso, C., Clifton, R., & Hopewell, R. (1994). Effect of step length optimization on the aerobic demand of running. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985), 77*(1), 245-251.
- Morgan, D. W., Martin, P. E., & Krahenbuhl, G. S. (1989). Factors affecting running economy. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.), 7*(5), 310-330.
- Moul, J. L. (1998). Differences in Selected Predictors of Anterior Cruciate Ligament Tears Between Male and Female NCAA Division I Collegiate Basketball Players. *Journal of athletic training, 33*(2), 118-121.
- Mueller, M. J., Host, J. V., & Norton, B. J. (1993a). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association, 83*(4), 198-202.

- Mueller, M. J., Host, J. V., & Norton, B. J. (1993b). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(4), 198-202.
- Mullen, S., Cotton, J., Bechtold, M., & Toby, E. B. (2014). Barefoot Running The Effects of an 8-Week Barefoot Training Program. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(3), 2325967114525582. doi:10.1177/2325967114525582
- Mulligan, E. P., & Cook, P. G. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, 18(5), 425-430. doi:10.1016/j.math.2013.02.007
- Munuera, P. V., & Mazoteras-Pardo, R. (2011). Benefits of custom-made foot orthoses in treating patellofemoral pain. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(4), 342-349. doi:10.1177/0309364611420201
- Murphy, D. F., Connolly, D. A. J., & Beynnon, B. D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: A review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37(1), 13-29. doi:10.1136/bjism.37.1.13
- Myers, M. J., & Steudel, K. (1985). Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *The Journal of Experimental Biology*, 116, 363-373.
- Naemi, R., & Chockalingam, N. (2013). Mathematical models to assess foot-ground interaction: an overview. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(8), 1524-1533. doi:10.1249/MSS.0b013e31828be3a7
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., & Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads. A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait and Posture*, 27(1), 152-155. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.012
- Neely, F. G. (1998). Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 26(6), 395-413.
- Nielsen, R. G., Rathleff, M. S., Simonsen, O. H., & Langberg, H. (2009a). Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2, 12. doi:10.1186/1757-1146-2-12
- Nielsen, R. G., Rathleff, M. S., Simonsen, O. H., & Langberg, H. (2009b, enero). Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *Journal of foot and ankle research*. doi:10.1186/1757-1146-2-12
- Nigg, B., & Enders, H. (2013). Barefoot running – some critical considerations. *Footwear Science*, 5(1), 1-7. doi:10.1080/19424280.2013.766649
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of Running Shoes*. Champaign, Ill: Human Kinetics Publishers.
- Nigg, B. M., Cole, G. K., & Nachbauer, W. (1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *Journal of Biomechanics*, 26(8), 909-916.
- Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 98-105.

- Nigg, B. M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., & Humble, N. (2003). Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 314-319. doi:10.1249/01.MSS.0000048828.02268.79
- Nigg, B. M., & Wakeling, J. M. (2001). Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 37-41.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.
- Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A., & Nielsen, R. O. (2012a). Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5, 3. doi:10.1186/1757-1146-5-3
- Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A., & Nielsen, R. O. (2012b, enero). Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of foot and ankle research*. doi:10.1186/1757-1146-5-3
- Noakes, T. D., & Opie, L. H. (1976). The cardiovascular risks and benefits of exercise. *The Practitioner*, 216(1293), 288-296.
- Noehren, B., Davis, I., & Hamill, J. (2007). Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(9), 951-956. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95. doi:10.1016/S0966-6362(97)00038-6
- O'Connor, K. M., & Hamill, J. (2004). The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 71-77. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.09.001
- O'Keefe, M. L., Klebe, K. J., Metzner, J., Dvoskin, J., Fellner, J., & Stucker, A. (2013). A longitudinal study of administrative segregation. *The Journal of the American Academy of Psychiatry and the Law*, 41(1), 49-60.
- Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures*, 39, 305-318.
- Pappas, E., & Wong-Tom, W. M. (2012). Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Sports health*, 4(2), 115-120. doi:10.1177/1941738111432097
- Paquette, M. R., Zhang, S., & Baumgartner, L. D. (2013). Acute effects of barefoot, minimal shoes and running shoes on lower limb mechanics in rear and forefoot strike runners. *Footwear Science*, 5(1), 9-18. doi:10.1080/19424280.2012.692724
- Pascual Huerta, J., Ropa Moreno, J. M., Kirby, K. A., García Carmona, F. J., & Orejana García, A. M. (2009). Effect of 7-degree rearfoot varus and valgus wedging on rearfoot kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(5), 415-421.

- Paton, J. S. (2006a). The Relationship Between Navicular Drop and First Metatarsophalangeal Joint Motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(4), 313-317.
- Paton, J. S. (2006b). The relationship between navicular drop and first metatarsophalangeal joint motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(4), 313-317.
- Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Martínez-Nova, A., Morey-Klapsing, G., & Encarnación-Martínez, A. (2011). Nordic walking practice might improve plantar pressure distribution. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(4), 593-599.
- Perl, D. P., Daoud, A. I., & Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(7), 1335-1343. doi:10.1249/MSS.0b013e318247989e
- Perry, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK.
- Perry, J. E., Ulbreth, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 77(12), 1819-1828.
- Perry, S. D., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Research*, 877(2), 401-406.
- Picciano, A. M., Rowlands, M. S., & Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 18(4), 553-558. doi:10.2519/jospt.1993.18.4.553
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19(5), 372-376. doi:10.1097/JSM.0b013e3181b8c270
- Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1160-1165. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.001
- Pohl, M. B., Rabbito, M., & Ferber, R. (2010). The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3, 6. doi:10.1186/1757-1146-3-6
- Poole, D. C., Wilkerson, D. P., & Jones, A. M. (2008). Validity of criteria for establishing maximal O<sub>2</sub> uptake during ramp exercise tests. *European Journal of Applied Physiology*, 102(4), 403-410. doi:10.1007/s00421-007-0596-3
- Raichlen, D. A., Armstrong, H., & Lieberman, D. E. (2011). Calcaneus length determines running economy: implications for endurance running performance in modern humans and Neandertals. *Journal of Human Evolution*, 60(3), 299-308. doi:10.1016/j.jhevol.2010.11.002
- Rathleff, M. S., Kelly, L. A., Christensen, F. B., Simonsen, O. H., Kaalund, S., & Laessoe, U. (2012a). Dynamic midfoot kinematics in subjects with medial tibial stress syndrome. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 102(3), 205-212.

- Rathleff, M. S., Kelly, L. A., Christensen, F. B., Simonsen, O. H., Kaalund, S., & Laessoe, U. (2012b). Dynamic midfoot kinematics in subjects with medial tibial stress syndrome. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *102*(3), 205-212.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *29*(6), 425-438.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, *15*(3), 282-291.
- Rethnam, U., & Makwana, N. (2011). Are old running shoes detrimental to your feet? A pedobarographic study. *BMC Research Notes*, *4*(1), 307. doi:10.1186/1756-0500-4-307
- Richter, R. R., Austin, T. M., & Reinking, M. F. (2011). Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis--critical appraisal and commentary. *Journal of Athletic Training*, *46*(1), 103-106. doi:10.4085/1062-6050-46.1.103
- Ridge, S. T., Johnson, A. W., Mitchell, U. H., Hunter, I., Robinson, E., Rich, B. S. E., & Brown, S. D. (2013). Foot bone marrow edema after a 10-wk transition to minimalist running shoes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(7), 1363-1368. doi:10.1249/MSS.0b013e3182874769
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008a). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*(6), 1093-1100. doi:10.1249/MSS.0b013e3181677530
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008b). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*(6), 1093-1100. doi:10.1249/MSS.0b013e3181677530
- Rixe, J. A., Gallo, R. A., & Silvis, M. L. (2012). The barefoot debate: can minimalist shoes reduce running-related injuries? *Current Sports Medicine Reports*, *11*(3), 160-165. doi:10.1249/JSR.0b013e31825640a6
- Robbins, S. E., & Hanna, A. M. (1987). Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *19*(2), 148-156.
- Robbins, S. E., Hanna, A. M., & Gouw, G. J. (1988). Overload protection: avoidance response to heavy plantar surface loading. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *20*(1), 85-92.
- Robbins, S., Gouw, G. J., McClaran, J., & Waked, E. (1993). Protective sensation of the plantar aspect of the foot. *Foot & Ankle*, *14*(6), 347-352.
- Rose, Bowser, & McGrath. (2011). Effect of footwear on balance. Presentado en Proceedings of the American Society of Biomechanics, Long Beach (CA).
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994a). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, *2*(3), 191-197. doi:10.1016/0966-6362(94)90007-8
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994b). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait and Posture*, *2*(3), 191-197.

- Rothschild, C. E. (2012). Primitive running: a survey analysis of runners' interest, participation, and implementation. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 26(8), 2021-2026. doi:10.1519/JSC.0b013e31823a3c54
- Salzler, M. J., Bluman, E. M., Noonan, S., Chiodo, C. P., & de Asla, R. J. (2012). Injuries Observed in Minimalist Runners. *Foot & Ankle International*, 33(4), 262-266.
- Sánchez-Rodríguez, R., Martínez-Nova, A., Escamilla-Martínez, E., & Pedrera-Zamorano, J. D. (2012). Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait & Posture*, 36(3), 591-595. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.05.024
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(7), 465-485.
- Schaffler, M. B., Radin, E. L., & Burr, D. B. (1989). Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. *Bone*, 10(3), 207-214.
- Scherer, P. R., & Sobiesk, G. A. (1994). The center of pressure index in the evaluation of foot orthoses in shoes. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 11(2), 355-363.
- Schlee, G., Sterzing, T., & Milani, T. L. (2007). INFLUENCE OF FOOTWEAR ON FOOT SENSITIVITY: A COMPARISON BETWEEN BAREFOOT AND SHOD SPORTS. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1). Recuperado a partir de <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/461>
- Schlee, G., Sterzing, T., & Milani, T. L. (2009). Effects of footwear on plantar foot sensitivity: a study with Formula 1 shoes. *European Journal of Applied Physiology*, 106(2), 305-309. doi:10.1007/s00421-009-1024-7
- Schmitz, A., Russo, K., Edwards, L., & Noehren, B. (2014). Do novice runners have weak hips and bad running form? *Gait & Posture*, 40(1), 82-86. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.014
- Schoenborn, C. A., & Stommel, M. (2011). Adherence to the 2008 adult physical activity guidelines and mortality risk. *American Journal of Preventive Medicine*, 40(5), 514-521. doi:10.1016/j.amepre.2010.12.029
- Scholz, M. N., Bobbert, M. F., van Soest, A. J., Clark, J. R., & van Heerden, J. (2008). Running biomechanics: shorter heels, better economy. *The Journal of Experimental Biology*, 211(Pt 20), 3266-3271. doi:10.1242/jeb.018812
- Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M., & Sangeorzan, B. (2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot and Ankle International*, 25(12), 926-933.
- Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., & Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 19(3), 162-167. doi:10.2519/jospt.1994.19.3.162
- Serpell, B. G., Ball, N. B., Scarvell, J. M., & Smith, P. N. (2012). A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of Sports Sciences*, 30(13), 1347-1363. doi:10.1080/02640414.2012.710755



- Serrao, J. C., & Amadio, A. C. (2001). Kinetic and electromyographic adaptations in barefoot locomotion. *Revista Brasileira de Biomechanica*, 2(2), 43-51.
- Seyfarth, A., Geyer, H., & Herr, H. (2003). Swing-leg retraction: a simple control model for stable running. *The Journal of Experimental Biology*, 206(Pt 15), 2547-2555.
- Shakoor, N., & Block, J. A. (2006). Walking barefoot decreases loading on the lower extremity joints in knee osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism*, 54(9), 2923-2927. doi:10.1002/art.22123
- Shanthikumar, S., Low, Z., Falvey, E., McCrory, P., & Franklyn-Miller, A. (2010a). The effect of gait velocity on calcaneal balance at heel strike; Implications for orthotic prescription in injury prevention. *Gait & Posture*, 31(1), 9-12. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.003
- Shanthikumar, S., Low, Z., Falvey, E., McCrory, P., & Franklyn-Miller, A. (2010b). The effect of gait velocity on calcaneal balance at heel strike; Implications for orthotic prescription in injury prevention. *Gait & Posture*, 31(1), 9-12. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.003
- Shih, Y., Lin, K.-L., & Shiang, T.-Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 38(3), 490-494. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.030
- Shinohara, & Gribble. (2009). Five-toed socks decrease static postural control among healthy individuals as measured with time-to-boundary analysis. Presented en American Society of Biomechanics Annual Meeting.
- Shorten, M. R. (1993). The energetics of running and running shoes. *Journal of Biomechanics*, 26 Suppl 1, 41-51.
- Shorten, M. R. (2011). Biomechanics of sports shoes, by Benno M. Nigg. *Footwear Science*, 3(2), 125-126. doi:10.1080/19424280.2011.570794
- Shultz, S. J., Anh-Dung, N., & Levine, B. J. (2009). The Relationship between Lower Extremity Alignment Characteristics and Anterior Knee Joint Laxity. *Sports Health*, 1(1), 54-60. doi:10.1177/1941738108326702
- Simkin, A., Leichter, I., Giladi, M., Stein, M., & Milgrom, C. (1989). Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. *Foot and Ankle*, 10(1), 25-29.
- Slavin, M. M. (1992). *The Effects of Foot Strike Pattern Alteration on Efficiency in Skilled Runners*. University of Massachusetts at Amherst.
- Sneyers, C. J. L., Lysens, R., Feys, H., & Andries, R. (1995). Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot and Ankle International*, 16(10), 624-632.
- Snow, R. E., & Williams, K. R. (1994). High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(5), 568-576.
- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009a). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6-13.

- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009b). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6-13.
- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2011). Effect of a five-toed minimal protection shoe on static and dynamic ankle position sense. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 51(3), 401-408.
- Stanish, W. D. (1984). Overuse injuries in athletes: A perspective. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(1), 1-7.
- Stebbins, J. A., Harrington, M. E., Giacomozzi, C., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T. N. (2005). Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait & Posture*, 22(4), 372-376. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.004
- Stokes, I. A., Hutton, W. C., & Stott, J. R. (1979). Forces acting on the metatarsals during normal walking. *Journal of Anatomy*, 129(Pt 3), 579-590.
- Tam, N., Astephen Wilson, J. L., Noakes, T. D., & Tucker, R. (2014). Barefoot running: an evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications. *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 349-355. doi:10.1136/bjsports-2013-092404
- Tanaka, H., Monahan, K. D., & Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(1), 153-156.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95-101. doi:10.1136/bjism.36.2.95
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run «In Training» clinics. *British Journal of Sports Medicine*, 37(3), 239-244. doi:10.1136/bjism.37.3.239
- TenBroek, T. M., Rodrigues, P., Frederick, E. C., & Hamill, J. (2013). Effects of unknown footwear midsole thickness on running kinematics within the initial six minutes of running. *Footwear Science*, 5(1), 27-37. doi:10.1080/19424280.2012.744360
- Thijs, Y., De Clercq, D., Roosen, P., & Witvrouw, E. (2008). Gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain in novice recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 466-471. doi:10.1136/bjism.2008.046649
- Thijs, Y., Tiggelen, D. V., Roosen, P., Clercq, D. D., & Witvrouw, E. (2007). A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(6), 437-445. doi:10.1097/JSM.0b013e31815ac44f
- Titianova, E. B., Mateev, P. S., & Tarkka, I. M. (2004). Footprint analysis of gait using a pressure sensor system. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(2), 275-281. doi:10.1016/S1050-6411(03)00077-4
- Tong, J. W. K., & Kong, P. W. (2013). Association Between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review With Meta-analysis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. doi:10.2519/jospt.2013.4225



- Trinkaus, E. (2005). Anatomical evidence for the antiquity of human footwear use. *Journal of Archaeological Science*, 32(10), 1515-1526. doi:10.1016/j.jas.2005.04.006
- Tucker, J. M., Welk, G. J., & Beyler, N. K. (2011). Physical activity in U.S.: adults compliance with the Physical Activity Guidelines for Americans. *American Journal of Preventive Medicine*, 40(4), 454-461. doi:10.1016/j.amepre.2010.12.016
- Ubell, M. L., Boylan, J. P., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2003). The effect of ankle braces on the prevention of dynamic forced ankle inversion. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(6), 935-940.
- Uhorchak, J. M., Scoville, C. R., Williams, G. N., Arciero, R. A., St Pierre, P., & Taylor, D. C. (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *The American journal of sports medicine*, 31(6), 831-842.
- User, A. (2010, abril 21). Biomechanical Variables and the Perception of Cushioning for Running in Various Types of Footwear. Recuperado 17 de mayo de 2014, a partir de <http://journals.humankinetics.com/jab-back-issues/jabvolume12issue2may/biomechanicalvariablesandtheperceptionofcushioningforrunninginvarioustypesoffootwear>
- Van Caekenberghe, I., Segers, V., Willems, P., Gosseye, T., Aerts, P., & De Clercq, D. (2013). Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill. *Gait & Posture*, 38(1), 125-131. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.022
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469-480; discussion 480. doi:10.1136/bjsm.2006.033548
- Van Gheluwe, B., Kirby, K. A., & Hagman, F. (2005). Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(6), 531-541.
- Van Gheluwe, B., & Madsen, C. (1997). Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 66-75.
- Van Ginckel, A., Thijs, Y., Hesar, N. G. Z., Mahieu, N., De Clercq, D., Roosen, P., & Witvrouw, E. (2009). Intrinsic gait-related risk factors for Achilles tendinopathy in novice runners: A prospective study. *Gait and Posture*, 29(3), 387-391. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.10.058
- Van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. G. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine*, 14(2), 82-99.
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. (2008). Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(2), 140-144. doi:10.1111/j.1600-0838.2007.00683.x
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Course and predicting factors of lower-extremity injuries after running a marathon.

- Vinicombe, A., Raspovic, A., & Menz, H. B. (2001). Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(5), 262-268.
- Wakeling, J. M., Pascual, S. A., & Nigg, B. M. (2002). Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(9), 1529-1532. doi:10.1249/01.MSS.0000027714.70099.08
- Walker, C. A., & Blair, R. (2002). Leg stiffness and damping factors as a function of running speed. *Sports Engineering*, 5(3), 129-139. doi:10.1046/j.1460-2687.2002.00103.x
- Walker, M., & Fan, H. J. (1998). Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot & Ankle International. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 19(6), 379-383.
- Wang, L., Hong, Y., Li, J.-X., & Zhou, J.-H. (2012). Comparison of plantar loads during running on different overground surfaces. *Research in Sports Medicine (Print)*, 20(2), 75-85. doi:10.1080/15438627.2012.660816
- Wearing, S. C., Urry, S., Smeathers, J. E., & Battistutta, D. (1999). A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures. *Gait & Posture*, 10(3), 255-263.
- Webster, K. E., Kinmont, J. C., Payne, R., & Feller, J. A. (2004). Biomechanical differences in landing with and without shoe wear after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(9), 978-981. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.012
- Weist, R., Eils, E., & Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *American Journal of Sports Medicine*, 32(8), 1893-1898. doi:10.1177/0363546504265191
- Wellenkotter, J., Kernozek, T. W., Meardon, S., & Suchomel, T. (2014). The Effects of Running Cadence Manipulation on Plantar Loading in Healthy Runners. *International Journal of Sports Medicine*. doi:10.1055/s-0033-1363236
- WHO | Global Recommendations on Physical activity for Health. (s. f.). Recuperado 14 de enero de 2014, a partir de [http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet\\_recommendations/en/](http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_recommendations/en/)
- WHO | Mean Body Mass Index (BMI). (s. f.). Recuperado 30 de junio de 2014, a partir de [http://www.who.int/gho/ncd/risk\\_factors/bmi\\_text/en/](http://www.who.int/gho/ncd/risk_factors/bmi_text/en/)
- Why do overuse injuries occur? | Running Research Junkie. (s. f.). Recuperado a partir de <http://www.runresearchjunkie.com/why-do-overuse-injuries-occurs/>
- Wiegerinck, J. I., Boyd, J., Yoder, J. C., Abbey, A. N., Nunley, J. A., & Queen, R. M. (2009). Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait & Posture*, 29(3), 514-519. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.12.001

- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training, 40*(4), 305-309.
- Willems, T. M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A., & Witvrouw, E. (2006). A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait and Posture, 23*(1), 91-98. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.12.004
- Willems, T. M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A., & Witvrouw, E. (2006). A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait & Posture, 23*(1), 91-98. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.12.004
- Willems, T. M., De Ridder, R., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture, 35*(3), 405-409. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.10.362
- Willems, T. M., Witvrouw, E., De Cock, A., & De Clercq, D. (2007). Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 39*(2), 330-339. doi:10.1249/01.mss.0000247001.94470.21
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005a). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: A prospective study of risk factors. *Gait and Posture, 21*(4), 379-387. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.002
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005b). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait & Posture, 21*(4), 379-387. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.002
- Williams, D. S., 3rd, McClay, I. S., & Hamill, J. (2001a). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 16*(4), 341-347.
- Williams, D. S., 3rd, McClay, I. S., & Hamill, J. (2001b). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 16*(4), 341-347.
- Williams, D. S. 3rd, McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 16*(4), 341-347.
- Williams, D. S. B., 3rd, Green, D. H., & Wurzinger, B. (2012). Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *International Journal of Sports Physical Therapy, 7*(5), 525-532.
- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985), 63*(3), 1236-1245.
- williams, III, Dorsey, S., & McClay, I. S. (2000). Lower Extremity Mechanics in Runners with a Converted Forefoot Strike Pattern. *SOURCE Journal of Applied Biomechanics, 16*(2), 210.
- Willson, J. D., Bjorhus, J. S., Williams, D. S. B., 3rd, Butler, R. J., Porcari, J. P., & Kernozek, T. W. (2014). Short-term changes in running mechanics and foot strike pattern after introduction to minimalistic footwear. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation, 6*(1), 34-43; quiz 43. doi:10.1016/j.pmrj.2013.08.602

- Willson, J. D., & Kernozek, T. W. (1999). Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(12), 1828-1833.
- Wright, I. C., Neptune, R. R., van Den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1998). Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(7), 521-531.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2011). Shod landing provides enhanced energy dissipation at the knee joint relative to barefoot landing from different heights. *The Knee*, 18(6), 407-411. doi:10.1016/j.knee.2010.07.011
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(1), 23-28. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005
- Zifchock, R. A., Davis, I., & Hamill, J. (2006). Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2792-2797. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.003
- Zifchock, R. A., Davis, I., Higginson, J., McCaw, S., & Royer, T. (2008). Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. *Human Movement Science*, 27(6), 888-902. doi:10.1016/j.humov.2008.03.007

## 14. DIFUSIÓN DE RESULTADOS

## 14.1 COMUNICACIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO

- VII Congreso Nacional de estudiantes de podología. 8 y 9 de mayo de 2014, Alicante – España:  
Mosqueira-Ouréns, M., Blanco-Traba, M., Varela-Sanz, A. **Barefoot running: efecto sobre la biomecánica, el rendimiento e implicaciones en las lesiones del corredor.**
- IV NSCA International Conference - Human Performance Development through Strength and Conditioning. June 26<sup>th</sup>-28<sup>th</sup> 2014, UCAM, Murcia – Spain:  
Mosqueira-Ouréns, M., Varela-Sanz, A., Blanco-Traba, M., Saleta-Canosa, J.L. **Initial foot contact and centre of pressure during walking and running: implications on running performance.**

## 14.2 PUBLICACIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO

- Mosqueira-Ouréns, M., Varela-Sanz, A., Blanco-Traba, M., Saleta-Canosa, J.L. **Initial foot contact and centre of pressure during walking and running: implications on running performance.** *J Strength Cond Res. (Epub ahead of print in Sep 2014)*



## CUESTIONARIO PROYECTO INVESTIGACIÓN

Preste atención a cada pregunta antes de responder. Todas las lesiones que se indiquen **DEBEN HABER SIDO DIAGNOSTICADAS POR PERSONAL SANITARIO: Médico, Fisioterapeuta, Podólogo, etc.**

Si ha sufrido varias lesiones o enfermedades, en algunas preguntas tendrá que dar una única respuesta por enfermedad y lesión. Este cuestionario tiene el objetivo de conocer la incidencia de las lesiones deportivas en su actividad deportiva y especialidad atlética, así como información acerca de su rendimiento deportivo.

272

Nombre \_\_\_\_\_ F. Nac. \_\_\_\_\_ Cód. \_\_\_\_\_  
Especialidad \_\_\_\_\_

1. ¿Ha sufrido alguna lesión durante los últimos **6 meses**? Si

2. ¿Qué tipo de lesión durante los últimos **6 meses**? (Una X por cada lesión sufrida)

### **Ejemplo:**

CADERA  X

CINTURA PELVICA

Tipo de lesión/es: ARTICULAR Qué lesión/es: TROCANTERITIS

Tipo de lesión/es: MUSCULAR - FIBRILAR Qué lesión/es: PUBALGIA

(Nº Lesiones)

CADERA

CINTURA PELVICA

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_



## MUSLO

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_



## RODILLA

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_



## PIERNA

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_



## TOBILLO

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_



## PIE

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

Tipo de lesión/es: \_\_\_\_\_ Qué lesión/es: \_\_\_\_\_

3. ¿En qué evento se produjo esta lesión? (Una X por cada lesión sufrida)

|               |  |
|---------------|--|
|               | (Nº lesiones)  |
| Entrenamiento | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Competición   | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| .....         | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| .....         | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |

**4. ¿Esta lesión supuso detener o reducir la actividad deportiva? (Una X por cada lesión sufrida)**

|                     |  |
|---------------------|--|
|                     | (Nº lesiones)  |
| No                  | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Sí, de 1 a 6 días   | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Sí, 1 semana        | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Sí, 2 semanas       | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Sí, 3 semanas       | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Más de tres semanas | .....  |

**5. ¿Qué tratamiento siguió para la lesión? (Una X por cada lesión sufrida)**

|                          |  |
|--------------------------|--|
|                          | (Nº lesiones)  |
| Ninguno                  | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Lo traté por mi cuenta   | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Revisión médica habitual | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Urgencias médicas        | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Otros                    | .....  |

**6. ¿Ha padecido alguna enfermedad durante este trimestre?**

Sí  No

**7. ¿Qué tipo de enfermedad? (Una X por cada enfermedad sufrida)**

|                 |  |
|-----------------|--|
|                 | (Nº enfermedades)  |
| Crisis asmática | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Gripe           | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Gastroenteritis | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Resfriado       | <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> |
| Otras           | .....  |

8. ¿Esta enfermedad supuso detener o reducir la actividad deportiva? (Una X por cada enfermedad sufrida)

|                     | (Nº enfermedades)        |                          |                          |                          |                          |
|---------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| No                  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Sí, de 1 a 6 días   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Sí, 1 semana        | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Sí, 2 semanas       | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Sí, 3 semanas       | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Más de tres semanas | .....                    |                          |                          |                          |                          |

9. ¿Ha sufrido alguna lesión a lo largo de su vida deportiva? Si  No   
 Si es así ¿Qué lesiones han sido?

- |         |         |
|---------|---------|
| 1. .... | 2. .... |
| 3. .... | 4. .... |
| 5. .... | 6. .... |

10. ¿Cuántos años hace que practica atletismo siguiendo un programa de entrenamiento de forma regular? (Una X donde corresponda)

|                    |                          |
|--------------------|--------------------------|
| Menos de 1 año     | <input type="checkbox"/> |
| Entre 1 y 1,5 años | <input type="checkbox"/> |
| Entre 1,5 y 2 años | <input type="checkbox"/> |
| Entre 2 y 3 años   | <input type="checkbox"/> |
| Más de 3 años      | <input type="checkbox"/> |

11. ¿Cuántas sesiones de entrenamiento realiza por semana? (Una X donde corresponda)

|                             |                          |
|-----------------------------|--------------------------|
| 3 sesiones semanales        | <input type="checkbox"/> |
| 4 sesiones semanales        | <input type="checkbox"/> |
| 5 sesiones semanales        | <input type="checkbox"/> |
| 6 sesiones semanales        | <input type="checkbox"/> |
| 7 sesiones semanales        | <input type="checkbox"/> |
| Más de 7 sesiones semanales | <input type="checkbox"/> |

**12. ¿Cuántos kilómetros acumula semanalmente?** (Una X donde corresponda)

- Menos de 40 km semanales
- Entre 40 y 50 km semanales
- Entre 51 y 60 km semanales
- Entre 61 y 70 km semanales
- Entre 71 y 80 km semanales
- Más de 80 km semanales

**13. ¿Cuántas horas dedica semanalmente a entrenar?** (Una X donde corresponda)

- Menos de 4 horas semanales
- Entre 4 y 6 horas semanales
- Entre 6 y 8 horas semanales
- Entre 8 y 10 horas semanales
- Entre 10 y 12 horas semanales
- Más de 12 horas semanales

**14. ¿Cuáles son sus mejores marcas y en qué año las consiguió?** (Una X donde corresponda)

- 5 km en pista o en ruta
- 10 km en pista o en ruta
- Medio maratón (ruta)

## ESCALA DE BORG (RPE)

|           |                        |
|-----------|------------------------|
| <b>6</b>  |                        |
| <b>7</b>  | <b>Muy, muy ligero</b> |
| <b>8</b>  |                        |
| <b>9</b>  | <b>Muy ligero</b>      |
| <b>10</b> |                        |
| <b>11</b> | <b>Bastante ligero</b> |
| <b>12</b> |                        |
| <b>13</b> | <b>Algo duro</b>       |
| <b>14</b> |                        |
| <b>15</b> | <b>Duro</b>            |
| <b>16</b> |                        |
| <b>17</b> | <b>Muy duro</b>        |
| <b>18</b> |                        |
| <b>19</b> | <b>Muy, muy duro</b>   |
| <b>20</b> |                        |

**FEELING SCALE**

|           |                  |
|-----------|------------------|
| <b>-5</b> | <b>Muy mal</b>   |
| <b>-4</b> |                  |
| <b>-3</b> | <b>Mal</b>       |
| <b>-2</b> |                  |
| <b>-1</b> | <b>Algo mal</b>  |
| <b>0</b>  | <b>Neutro</b>    |
| <b>+1</b> | <b>Algo bien</b> |
| <b>+2</b> |                  |
| <b>+3</b> | <b>Bien</b>      |
| <b>+4</b> |                  |
| <b>+5</b> | <b>Muy bien</b>  |

15.4 ANEXO 4



SI ESTÁS INTERESADO EN **MEJORAR TU RENDIMIENTO DE FORMA GRATUITA**, PONTE EN CONTACTO CON NOSOTROS. PARTICIPARÁS EN UN ESTUDIO CIENTÍFICO DESARROLLADO EN LA UNIVERSIDADE DA CORUÑA.

| REQUISITOS DE PARTICIPACIÓN                               |               |                                    |
|---|---------------|------------------------------------|
| SI CORRES y tienes <b>ALGUNA</b> de estas <b>MARCAS</b> : |               | SI practicas <b>OTRO DEPORTE</b> : |
| <b>MEDIA MARATÓN:</b>                                     | <b>10 KM:</b> | Un mínimo de 3 días por semana     |
| ≤01:23:27   | ≤36:56        |                                    |
| ó   | ó             |                                    |
| ≤01:30:58   | ≤40:04        |                                    |



Contacto:  
[info@factorbiomecánico.com](mailto:info@factorbiomecánico.com)  
 0034 635 932 272

### **Información para participantes en la Investigación**

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por D. Manuel Mosqueira Ouréns, de la Universidad de A Coruña. La meta de este estudio es la realización de un estudio biomecánico de la pisada para estudiar su relación con el antecedente de lesiones y marcas personales homologadas en campeonatos.

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá responder un cuestionario conformado por una serie de preguntas personales de índole deportivo. Esto durará, aproximadamente, 5 minutos.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Se garantizará en todo momento la confidencialidad de los datos de cada uno de los participantes, según la Ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, y Real Decreto 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal. Sus respuestas al cuestionario y a la entrevista serán codificadas usando un número de identificación y, por lo tanto, serán anónimas. Una vez recogidos los datos de las entrevistas, los informes se destruirán.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso le perjudique en forma alguna. Si alguna de las preguntas durante la entrevista le parecen incómodas, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no responderlas.

Desde ya le agradecemos su participación.

---

Acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por D. Manuel Mosqueira Ouréns. He sido informado de que la meta de este estudio es la realización de un estudio biomecánico de la pisada para estudiar su relación con el antecedente de lesiones y marcas personales homologadas en campeonatos.

Me han indicado también que tendré que responder preguntas personales de índole deportivo en una entrevista, lo cual durará aproximadamente 5 minutos.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona. De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, puedo contactar con D. Manuel Mosqueira Ouréns en el teléfono 635932272.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento se me entregará, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido. Para esto, puedo contactar con D. Manuel Mosqueira Ouréns en el teléfono anteriormente mencionado.



**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN:  
“EL CONTACTO INICIAL DEL PIE Y SU RELACIÓN CON EL RENDIMIENTO Y LAS LESIONES EN ATLETAS DE RESISTENCIA”.**

- He leído la documentación informativa que se me entregó referente al estudio, la comprendo y estoy de acuerdo en todos sus términos. He consultado todas mis dudas con los investigadores y considero que he recibido información suficiente sobre la investigación.
- Entiendo y asumo los riesgos que conlleva la realización de esfuerzos máximos.
- Mi participación es completamente voluntaria y puedo abandonar el estudio en cualquier momento sin tener que dar explicaciones.
- Accedo a que se utilicen los datos obtenidos en el estudio para compartir y/o divulgar en medios de difusión científica, siempre que no se ceda ningún dato de carácter personal que pueda identificarme.
- Presto libremente mi conformidad para la participación en esta investigación.
- En cuanto a los resultados de las pruebas realizadas,
  - Deseo conocer los resultados de mis pruebas.
  - No deseo conocer los resultados de mis pruebas.

El/la participante,  
[Firma del/a participante]

El investigador / es,  
[Firma del/los investigador/es]

Fdo.:  
Fecha:

Fdo.: Manuel Mosqueira Ouréns  
Fecha:



# **“Cinemática y cinética del pie y su relación con el rendimiento y las lesiones en atletas de resistencia”**

**MANUEL MOSQUEIRA OURENS**

2014



**UNIVERSIDADE DA CORUÑA**